

Breno Gonçalves Teixeira

**MODELOS CINEMÁTICOS MULTISSEGMENTARES DO COMPLEXO TORNOZELO-
PÉ: influência sobre ângulos relacionados à pronação-supinação do pé na postura e na
marcha**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2019

Breno Gonçalves Teixeira

**MODELOS CINEMÁTICOS MULTISSEGMENTARES DO COMPLEXO
TORNOZELO-PÉ: influência sobre ângulos relacionados à pronação-
supinação do pé na postura e na marcha**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Co-orientadores: Prof^a. Dra. Vanessa Lara de Araújo, Prof. Dr. Thiago R. Teles dos Santos

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2019

T266m Teixeira, Breno Gonçalves
2019 Modelos cinemáticos multissegmentares do complexo tornozelo-pé: influência sobre ângulos relacionados à pronação-supinação do pé na postura e na marcha. [manuscrito] / Breno Gonçalves Teixeira - 2019.
71 f.: il.

Orientador: Thales Rezende de Souza
Coorientadora: Vanessa Lara de Araújo
Coorientador: Thiago Ribeiro Teles dos Santos

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 57-63

1. Biomecânica - Teses. 2. Cinemática - Teses. 3. Pés - Anomalias - Teses. I. Souza, Thales Rezende de. II. Araújo, Vanessa Lara de. III. Santos, Thiago Ribeiro Teles dos. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. V. Título.
CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira, CRB6: nº 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



**ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DO ALUNO
BRENO GONÇALVES TEIXEIRA**

Realizou-se, no dia 24 de junho de 2019, às 09:00 horas, Auditório Maria Lúcia Paixão, EEEFTO, Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 Campus - Pampulha - BH, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *MODELOS CINEMÁTICOS MULTISSEGMENTARES DO COMPLEXO TORNOZELO-PÉ: INFLUÊNCIA SOBRE ÂNGULOS RELACIONADOS À PRONAÇÃO-SUPINAÇÃO DO PÉ NA POSTURA E NA MARCHA*, apresentada por BRENO GONÇALVES TEIXEIRA, número de registro 2017714792, graduado no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos - Orientador (Centro Universitário de Belo Horizonte - UniBH), Prof(a). Renan Alves Resende (UFMG), Prof(a). Renato Guilherme Trede Filho (UFVJM).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 24 de junho de 2019.

Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos (Doutor)

Prof(a). Renan Alves Resende (Doutor)

Prof(a). Renato Guilherme Trede Filho (Doutor)

AGRADECIMENTOS

Somos tão pequenos e mesmo assim Deus nos enxerga e derrama bênçãos todos os dias. Obrigado meu Deus, pela oportunidade da vida, por mais um dia, por me dar forças para continuar e por tudo que me proporcionou até aqui.

Ao meu orientador Thales Rezende de Souza por sua amizade e todos os ensinamentos. Por me apoiar e tranquilizar nos momentos que mais precisei. Gratidão, respeito e admiração pelo professor, pesquisador e pessoa que você é.

A minha co-orientadora Vanessa Lara de Araújo por ser tão presente e importante na minha formação acadêmica. Sua tranquilidade, dedicação e ajuda, facilitou muito todo esse processo.

Ao meu co-orientador Thiago Ribeiro Teles dos Santos por ter sido tão paciente, compenetrado, metódico e presente. Mesmo chegando por último, você se mostrou um grande mestre e amigo.

Aos pesquisadores da Vrije Universiteit Amsterdam, Marjolein van der Krogt e Wouter Schallig, por terem contribuído com a análise de curva e outros ensinamentos. Muito obrigado pela boa vontade e auxílio!

Aos professores que participaram das bancas de qualificação e de trabalho final: Thiago Santos, Renan Resende e Renato Trede. Obrigado pelas contribuições e tempo dedicado!

Aos discentes da iniciação científica Nathália Almeida e Daniel Gibson por toda dedicação, empenho e comprometimento. Muito obrigado.

Aos voluntários que participaram da pesquisa por toda disponibilidade, paciência e confiança.

Aos colegas do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação em especial Bruna Mara, Valéria Andrade, Thais Brasil, Sabrina Penna, entre outros por compartilharem todos os conhecimentos, dificuldades e anseios desse período.

As amigas da Equipe Danielle Souza por terem me permitido a oportunidade de trabalhar numa clínica com profissionais tão competentes e que me fazem orgulhar da profissão que escolhi e que sou tão realizado.

Aos funcionários da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG Délcio, Margarete, Marilane, Eva e Mateus.

Aos colegas do Laboratório de Análise de Movimento da UFMG, Fabrício Magalhães por todo trabalho com os códigos do Matlab, Priscila Albuquerque, Aline Castro, Diego Carvalho e Bruno Paes por toda contribuição acadêmica e discussões nessa caminhada.

Agradeço também a todas as pessoas que diretamente ou indiretamente, contribuíram para a construção dos meus valores: meus pais, os mestres do passado e todos os que compartilharam um pouco do que sabem comigo e com os meus amigos nesta vida acadêmica.

Não vou deixar de agradecer a compreensão de pessoas especiais, quando minha presença não foi possível e quando minha preocupação e atenção pareciam se voltar exclusivamente para este trabalho, obrigado Bruno e Brener, obrigado Mãe e Pai. Ao meu pai, por ser exemplo de pessoa e profissional que começou do zero e venceu na vida. Me ensinou o valor e a importância do trabalho. Agradeço à minha mãe e irmãos Bruno e Brener que sempre estiveram ao meu lado nos momentos mais felizes e também nos mais difíceis da minha vida. O amor e apoio de vocês me deram forças para chegar até aqui. Mãe, seu exemplo de doação, amor e bondade são inspirações de vida.

Vó Maria e Vô José, as saudades são imensas, mas sei que daí de cima vocês me amparam e torcem por mim. Vó Emília e Vô Criolo, muito obrigado pelos ensinamentos durante a vida e pela inspiração!

Agradeço a todos os meus amigos, em especial Débora, Jess, Isa, Lucas, Pati, Thaiza, Queiroga, Mat, Rê o companheirismo, distração e alegria que me trouxeram foram fundamentais para tornar essa fase mais leve e tranquila.

Agradeço em especial a minha amiga Alice, por abdicar muitas vezes da sua vida para me ajudar a processar e organizar meus dados, minha IC amiga. Você é luz em minha vida e me inspira a querer ser melhor sempre! A ti toda minha gratidão!

Ao Buddy e Pipoca meus cachorrinhos que me trouxeram muito amor e alegria em momentos de pura ansiedade e nervosismo. Ao Scobby, que daí do céu dos cachorros você continue fazendo o que fazia de melhor, alegrar os que estavam a sua volta!

Muito obrigado a todos que contribuíram de alguma forma para que esse projeto fosse concluído.

RESUMO

A pronação anormal do pé está relacionada a várias condições musculoesqueléticas. Modelos Multisegmentares do Pé têm sido utilizados para medir parâmetros cinemáticos do pé, incluindo aqueles que informam sobre pronação/supinação. O presente estudo investigou as diferenças nos ângulos articulares e segmentares obtidos por meio de três Modelos Multisegmentares do Pé durante a postura ortostática e marcha, sendo eles o *Rizzoli foot model* (RFM), *Oxford foot model* (OFM) e o *UFMG foot model* (UFMG). Os dois primeiros modelos têm sido considerados os mais usados na literatura e requerem que o indivíduo avaliado esteja descalço. O terceiro modelo é apontado na literatura como o único que utiliza de *clusters* de marcadores de rastreamento, que permitem avaliar a cinemática com uso de calçados minimamente adaptados. A cinemática tridimensional de 14 participantes saudáveis durante a postura ortostática e a marcha em velocidade auto-selecionada foi medida com um sistema optoeletrônico. Os sistemas de coordenadas dos segmentos do pé e seus respectivos marcadores de rastreamento foram definidos de acordo com os modelos investigados. A perna foi modelada de acordo com as definições da *International Society of Biomechanics* (ISB). Os ângulos articulares extraídos foram o ângulo antepé em relação ao retopé no plano sagital e o ângulo do retopé-perna nos planos frontal e transversal. Os ângulos segmentares extraídos foram aqueles relacionados aos ângulos articulares obtidos, para ajudar no entendimento dos ângulos articulares, sendo o ângulo do retopé em relação ao laboratório no plano sagital, frontal e transversal e o antepé em relação ao laboratório no plano sagital. Para a postura, foram calculados ângulos médios obtidos nos cinco segundos de coleta e, então, entre as três repetições da coleta. Para a marcha, foram obtidas curvas médias das 20 fases de apoio. Foi calculada, também, a amplitude de movimento para cada fase de apoio e, então, entre as 20 fases de apoio. Análises de Variância (ANOVA) de medidas repetidas foram realizadas para investigar diferenças entre as amplitudes, na marcha, e as médias angulares, na postura. Contrastes foram utilizados para realizar as comparações entre pares, na presença de efeito principal significativo. O Mapeamento Estatístico Paramétrico ANOVA de medidas repetidas (SPM ANOVA) foi usado para identificar diferenças entre curvas, com testes t pareados SPM como análise *post-hoc*. Para todas as análises, foi usado um nível de significância de 0,05. Foram observadas diferenças significativas entre a cinemática obtida pelos três modelos durante a postura e marcha, com efeitos principais significativos das ANOVAs para todas as variáveis mensuradas. Na análise de curva realizada pelo SPM ANOVA, encontramos diferenças para o retopé-perna frontal e transversal e para o retopé em relação ao laboratório no plano sagital e transversal. Assim, a escolha do método pode influenciar nos resultados obtidos por estudos de cinemática do pé segmentado.

Palavras-chave: Modelos Biomecânicos. Cinemática. Pé.

ABSTRACT

Abnormal pronation of the foot is related to various musculoskeletal conditions. Multisegmental Foot Models have been used to measure kinematic foot parameters, including those reporting on pronation / supination. The present study investigated the differences in the articular and segmental angles obtained through three Multisegmental Foot Models during orthostatic posture and gait, such as Rizzoli foot model (RFM), Oxford foot model (OFM) and UFMG foot model (UFMG). The first two models have been considered the most used in the literature and require the evaluated individual to be barefoot. The third model is pointed out in the literature as the only one that uses clusters of tracking markers, which allow to evaluate kinematics with the use of minimally adapted footwear. The three-dimensional kinematics of 14 healthy participants during orthostatic posture and self-selected velocity gait were measured with an optoelectronic system. The coordinate systems of the foot segments and their respective tracking markers were defined according to the models investigated. The leg was modeled according to the definitions of the International Society of Biomechanics (ISB). The articular angles extracted were the forefoot angle with respect to the rearfoot in the sagittal plane and the angle of the rearfoot in the frontal and transverse planes. The segmental angles extracted were those related to the articular angles obtained, to aid in the understanding of the articular angles, being the angle of the rearfoot in relation to the laboratory in the sagittal, frontal and transverse plane and the forefoot in relation to the laboratory in the sagittal plane. For the posture, average angles obtained in the five seconds of collection were calculated, and then, among the three replicates of the collection. For gait, mean curves of the 20 support phases were obtained. Analysis of variance (ANOVA) repeated measures were performed to investigate differences between amplitudes, gait, and angular means, in posture. Contrasts were used to perform peer comparisons in the presence of significant main effect. Parametric Statistical Mapping ANOVA of repeated measures (SPM ANOVA) was used to identify differences between curves, with paired t-tests SPM as post-hoc analysis. For all analysis, a significance level of 0.05 was used. Significant differences were observed between the kinematics obtained by the three models during posture and gait, with significant main effects of ANOVAs for all variables measured. In the curve analysis performed by the ANOVA SPM, we found differences for the frontal and transverse rearfoot and for the rearfoot in relation to the laboratory in the sagittal and transverse plane. Thus, the choice of method may influence the results obtained by kinematic studies of the segmented foot.

Keywords: Biomechanical Models. Kinematics. Foot.

PREFÁCIO

De acordo com as normas para elaboração de dissertações do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, este trabalho possui três partes. A primeira é composta por uma introdução, que apresenta a revisão bibliográfica sobre o tema, a justificativa e o objetivo do estudo. A segunda parte é composta por um artigo, com introdução, descrição dos modelos utilizados, resultados, discussão e conclusão. O artigo foi redigido de acordo com as normas do periódico escolhido para publicação: *Gait & Posture* (ISSN 0966-6362). Ele será traduzido para o inglês antes de ser submetido. A terceira e última parte deste trabalho possui as considerações finais, referências bibliográficas, apêndices, anexo e o mini-curriculum.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	ARTIGO	18
3	CONSIDERAÇÕES FINAS	56
	APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	64
	ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética	67
	ANEXO 2 – Aprovação do Departamento	68

1 INTRODUÇÃO

O complexo do tornozelo-pé (CTP) é responsável pela interação entre o membro inferior e a superfície de apoio. Nessa área anatômica, as forças verticais de sustentação de peso são transmitidas para um sistema de suporte horizontal, o que permite adequada distribuição das cargas durante atividades com descarga de peso, como manutenção da postura ortostática e marcha (PERRY, 2005; MICHAUD, 2011). Os movimentos do CTP foram descritos durante a marcha e manutenção da postura por alguns autores (TIBERIO, 1988; MICHAUD, 1993) com base na anatomia e biomecânica, a fim de entender como o mesmo se adapta ao solo e realiza as suas funções. Durante a fase de apoio da marcha e na adoção da postura ortostática, por exemplo, ocorre o movimento de pronação da articulação subtalar (TIBERIO, 1988; MICHAUD, 1993). A pronação do CTP é funcionalmente importante durante atividades com descarga de peso. Esse movimento permite que o pé se torne flexível, absorva as forças geradas pelo impacto com o solo e adapte às superfícies diferentes. Por sua vez, durante a fase de impulsão da marcha realizada em atividades com o pé apoiado acontece o movimento de supinação do CTP, que torna o pé rígido para que possa atuar efetivamente na transferência da carga para as cabeças dos metatarsos permitindo a impulsão (PERRY, 2005; MICHAUD, 2011). Sendo a marcha e a manutenção da postura ortostática atividades importantes na funcionalidade do indivíduo, os movimentos de pronação e supinação que ocorrem nessas atividades têm sido foco de muitos estudos (MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014; GOMES *et al.*, 2019).

Alterações do movimento e postura do pé podem causar distribuição inadequada das cargas impostas ao sistema musculoesquelético e impor demandas excessivas em diversas estruturas do membro inferior, favorecendo o surgimento de lesões musculoesqueléticas (ROTHBART *et al.*, 1988; KORPELAINEN *et al.*, 2001; WILLIAMS *et al.*, 2001; GROSS *et al.*, 2007; SHARMA *et al.*, 2011; POWERS *et al.*, 2012; MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013; LOUW *et al.*, 2014; NEAL *et al.*, 2014; BECKER *et al.*, 2017). Um padrão de movimento e postura que tem sido, teórica e clinicamente,

relacionado com diversos processos patológicos do sistema musculoesquelético e com intervenções terapêuticas é a pronação excessiva do CTP (GROSS *et al.*, 2007; SOUZA *et al.*, 2011; MONAGHAN *et al.*, 2013; MONAGHAN *et al.*, 2014; NEAL *et al.*, 2014). A pronação excessiva ocorre quando o padrão ideal de pronação do CTP sofre um aumento da magnitude, velocidade e/ou duração (ROOT *et al.*, 1977; MICHAUD, 1993; MICHAUD, 2011; SOUZA *et al.*, 2011). A pronação excessiva pode levar a uma alteração do movimento e postura da rotação medial dos membros inferiores (joelho e/ou quadril) devido à interdependência mecânica (SOUZA *et al.*, 2014) entre as rotações do tálus e da perna (articulação talocrural) (SOUZA *et al.*, 2009; SOUZA *et al.*, 2010; RESENDE *et al.*, 2016). Portanto, a pronação excessiva pode levar à lesão de várias estruturas articulares e musculotendíneas no CTP, joelho, quadril e complexo lombopélvico (KORPELAINEN *et al.*, 2001; WILLIAMS *et al.*, 2001; SHARMA *et al.*, 2011; POWERS *et al.*, 2012; BULDT *et al.*, 2013; MENZ *et al.*, 2013; O'LEARY *et al.*, 2013; LOUW *et al.*, 2014; NEAL *et al.*, 2014; BECKER *et al.*, 2017). Dessa forma, é clinicamente relevante compreender a cinemática das articulações que fazem parte da pronação e supinação do pé durante a marcha e o ortostatismo.

Os movimentos articulares que fazem parte da pronação e da supinação do pé são tradicionalmente descritos em cinesiologia, assumindo a existência de eixos articulares fixos (DONATELLI, 1985; MCPOIL *et al.*, 1985; ROCKAR, 1995; NEUMANN, 2011). Esses eixos articulares são oblíquos em relação ao espaço. A orientação oblíqua do eixo o permite atravessar todos os três planos de movimento do espaço, sendo o movimento denominado "triplanar". Os termos usados para descrever o movimento triplanar que ocorre em uma articulação são supinação e pronação (NEUMANN, 2011). Assim, os movimentos de pronação e supinação em cada articulação, apesar de teoricamente ocorrerem em apenas um plano oblíquo (i.e. o plano que é ortogonalmente atravessado pelo eixo articular), possuem componentes nos três planos do espaço (sagital, frontal e transversal). Entretanto, devido à posição particular de cada eixo articular no espaço, cada articulação tem componentes de movimento que predominam, acontecendo em maior quantidade, e que por isso, podem ser destacados (DONATELLI, 1985; MCPOIL *et al.*, 1985; ROCKAR, 1995). A articulação subtalar é uma articulação

simples, de eixo único, que se comporta como uma dobradiça oblíqua (MCPOIL *et al.*, 1985), tendo uma inclinação média do eixo de 42° da horizontal no plano sagital e 16° do eixo longitudinal (linha média) no plano transverso. Assim, esse eixo é alinhado em uma direção oblíqua e pode ser descrito como passando de uma posição plantar, posterior e lateral, para uma posição dorsal, anterior e medial. Essa inclinação determina que os componentes predominantes da pronação/supinação da subtalar sejam aqueles nos planos frontal e transverso. A pronação da subtalar, em cadeia fechada, ocorre com a eversão do calcâneo, adução e flexão plantar do tálus (MCPOIL *et al.*, 1985). Enquanto que a supinação subtalar, em cadeia fechada, ocorre com a inversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão do tálus (MCPOIL *et al.*, 1985).

Além do movimento da articulação subtalar, descrições cinesiológicas indicam que outro movimento articular predominante durante a pronação-supinação do pé é a dorsiflexão e flexão plantar das articulações do mediopé (NEUMANN, 2011). Esse movimento influencia a altura do arco plantar, sendo que, no mediopé, podemos destacar a articulação mediotársica (Neumann, 2011). A articulação mediotársica consiste em duas articulações anatomicamente distintas, a articulação talonavicular e calcaneocuboidea, conectando o retropé ao mediopé (NEUMANN, 2011). Segundo descrições cinesiológicas teóricas, a articulação mediotársica como um todo possui dois eixos fixos, sendo eles o longitudinal e o oblíquo (NEUMANN, 2011). A maior parte da dorsiflexão e flexão plantar da articulação mediotársica ocorre em torno do eixo oblíquo, que tem inclinação vertical de 52° e lateromedial de 57° (NEUMANN, 2011). Como esse eixo também é posicionado obliquamente aos planos do espaço, o movimento ocorrido é triplanar, de pronação e supinação, mas o maior componente de movimento é o de dorsiflexão-flexão plantar (MCPOIL *et al.*, 1985).

A análise instrumentada da marcha, por meio de sistemas de análise de movimento em três dimensões, vem se tornando cada vez mais importante para uma melhor compreensão do comportamento biomecânico do pé. Essas análises tridimensionais avançadas dos movimentos articulares, chamadas de análises com seis graus de liberdade (6GL), são diferentes das descrições cinesiológicas tradicionais, principalmente por não assumirem eixos articulares fixos (ROBERTSON *et al.*, 2014). Estudos que medem os movimentos de cada

osso do CTP e das suas articulações têm demonstrado que os movimentos articulares possuem mais graus de liberdade, angulares e lineares, e quantidades diferentes de movimento, quando comparados ao que é descrito quando eixos articulares fixos são assumidos (LUNDGREN *et al.*, 2008; CHINO *et al.*, 2015). Assim, a descrição cinemática ideal dos movimentos do CTP não deve assumir eixos fixos. Para isso, a descrição de um movimento articular (i.e. do segmento distal em relação ao segmento proximal adjacente) deve ser realizada sem assumir um eixo fixo e as restrições cinemáticas que o eixo fixo traria. Na análise com 6GL, cada segmento que compõe a articulação pode movimentar em três graus de liberdade lineares e três graus de liberdade angulares, sem limitações, considerando os três planos de movimento (MACWILLIAMS *et al.*, 2013; ROBERTSON *et al.*, 2014). Dessa forma, a análise com 6GL é atualmente considerada como o padrão ouro para a avaliação da cinemática articular (GROOD *et al.*, 1983; MACWILLIAMS *et al.*, 2013; ROBERTSON *et al.*, 2014).

Apesar da grande quantidade de segmentos ósseos, articulações e eixos de rotação existentes no pé (MICHAUD, 1993; NEUMANN, 2011), vários autores têm proposto modelos de 6GL, não-invasivos, que utilizam modelos cinemáticos com dois ou mais segmentos no pé, como uma forma, mesmo que simplificada, de se obter mais informações cinemáticas que as dadas por modelos constituídos de apenas um segmento (VAUGHAN *et al.*, 1999; CARSON *et al.*, 2001; LEARDINI *et al.*, 2007; DESCHAMPS *et al.*, 2011; SOUZA *et al.*, 2014). Esses modelos agrupam articulações em conjuntos (i.e. complexos articulares) por serem não invasivos e, assim, não acessam movimentos de ossos isolados. Atualmente, existe um número crescente de publicações utilizando esses modelos cinemáticos com Modelos Multisegmentares do Pé (LEARDINI *et al.*, 1999; CARSON *et al.*, 2001; LEARDINI *et al.*, 2007; RANKINE *et al.*, 2008; DESCHAMPS *et al.*, 2011; BISHOP *et al.*, 2012; BULDT *et al.*, 2013; PORTINARO *et al.*, 2014; SOUZA *et al.*, 2014; LEARDINI *et al.*, 2019). Podemos destacar uma série de artigos de revisão sobre Modelos Multisegmentares do Pé, recentemente publicados (RANKINE *et al.*, 2008; DESCHAMPS *et al.*, 2011; BISHOP *et al.*, 2012; BULDT *et al.*, 2013; LEARDINI *et al.*, 2019). RANKINE *et al.* (2008) relataram que os modelos foram classificados em termos de número de segmentos

ósseos e tipos de rotação articular. Deschamps *et al.* (2011) constataram que algumas medidas de rotação da articulação do pé ainda não são confiáveis e os Modelos Multisegmentares do Pé precisam ser usados para tratar de problemas clínicos. Por fim, uma revisão recente (LEARDINI *et al.*, 2019) informa sobre a incerteza da utilização dos Modelos Multisegmentares do Pé na presença de calçados ou órteses nos pés, e indica a necessidade de uma clara compreensão dos parâmetros do modelo e adequação à questão clínica e configuração laboratorial para selecionar o modelo mais apropriado para cada aplicação (LEARDINI *et al.*, 2019).

Dentre os modelos cinemáticos de 6GL e não-invasivos existentes, podemos destacar o Rizzoli Foot Model (RFM) (LEARDINI *et al.*, 2007) e o Oxford Foot Model (OFM) (CARSON *et al.*, 2001), por serem os mais usados na literatura (RANKINE *et al.*, 2008; DESCHAMPS *et al.*, 2011; BISHOP *et al.*, 2012; LEARDINI *et al.*, 2019). Esses modelos permitem a avaliação cinemática do pé descalço. Além disso, há o modelo, que aqui denominaremos de UFMG Foot Model (Universidade Federal de Minas Gerais) (SOUZA *et al.*, 2014), que diferente de outros métodos que utilizam clusters, ele agride menos a superfície do tênis, mantendo a integridade do suporte oferecido aos pés pelo calçado, e reduzindo número de marcas, reduz tempo de aplicação de marcadores, possivelmente reduz erro de tecido mole, entre outros benefícios. Leardini *et al.* (1999) propôs o método RFM ao constatar que os estudos anteriores ao dele tinham analisado apenas um número limitado de articulações ou propunham técnicas invasivas. De acordo com isso, ele projetou uma técnica a ser aplicada na avaliação de rotina usando um sistema de análise de movimento não-invasivo para a mensuração do retropé, mediopé e antepé e de ângulos planares nos planos sagital e transversal que eram frequentemente avaliados apenas de forma estática (LEARDINI *et al.*, 2007). Atualmente, esse método tem sido muito utilizado em várias pesquisas, com número elevado de citações (Citado por 264 estudos em consulta realizada no Google Acadêmico, na data de 2019), e foi otimizado para utilização com adolescentes e pés planos (PORTINARO *et al.*, 2014). Oxford *et al.* (2001) desenvolveram um Modelo Multisegmentar do Pé não-invasivo com protocolo fácil de mensuração do retropé, antepé e hálux, sendo criado, inicialmente com o intuito de avaliar pés de crianças com condições neurológicas, sendo

atualmente utilizado para aplicações clínicas e de pesquisa, também sendo muito utilizado e possuindo um alto número de citações (Citado por 466 estudos em consulta realizada no Google Acadêmico, na data 2019). Souza *et al.* (2010), por sua vez, desenvolveram o modelo UFMG, que utiliza *clusters* (agrupamentos de marcadores) rígidos que projetam os marcadores de rastreamento a uma certa distância do pé, para rastrear os segmentos retropé e antepé em situações com uso de calçados adaptados (i.e. com abertura posterior para rastreamento dos marcadores de retropé e com abertura superior para rastreamento de marcadores de antepé (RESENDE *et al.*, 2014).

Cada um dos modelos cinemáticos mencionados para o estudo do CTP determina e rastreia os segmentos retropé e antepé de forma distinta, o que sugere que possa haver diferença entre os resultados obtidos com a implementação dos diferentes modelos. Entretanto, não está claro na literatura se, devido a essas diferenças, os modelos capturam posições articulares (ou de complexos articulares) em diferentes padrões e magnitudes, o que traz dificuldade na escolha metodológica de um deles para fins de pesquisas específicas que necessitem de Modelos Multisegmentares do Pé. Uma possível diferença entre a cinemática obtida por diferentes modelos poderia implicar (a) em dificuldades de comparar resultados de estudos que usaram modelos distintos e (b) nos resultados esperados quando se realiza um estudo sobre a cinemática do CTP. Schallig *et al.* (2018), recentemente comparam os modelos RFM e OFM, em relação ao ângulo do antepé em relação ao retropé no plano sagital, durante a marcha, e encontraram diferenças durante a impulsão. Entretanto, ainda não se sabe se diferentes modelos cinemáticos tridimensionais para o CTP resultam em diferenças nos outros parâmetros cinemáticos relacionados à pronação-supinação do CTP. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi investigar as diferenças nos ângulos articulares e segmentares, relacionados à pronação-supinação do CTP, obtidos por meio de três Modelos Multisegmentares do Pé, durante a postura ortostática e a marcha.

2 ARTIGO

Título

Modelos cinemáticos multissegmentares do complexo tornozelo-pé: influência sobre ângulos relacionados à pronação-supinação do pé na postura e na marcha

Autores

Breno G. Teixeira^a – breno.gteixeira@gmail.com

Vanessa L. Araújo^a – laraujo.vanessa@gmail.com

Thiago R.T Santos^a – trtsantos@gmail.com

Fabrizio A. Magalhães - dr.fanicio@gmail.com

Wouter Schallig^b - w.schallig@vumc.nl

Marjolein M. van der Krogt^b - w.schallig@vumc.nl

Sérgio T. Fonseca^a - sfonseca@eeffto.ufmg.br

Thales R. Souza^a – thalesrs@ufmg.br

^a Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Belo Horizonte, MG, Brasil.

^b Amsterdam UMC, Vrije Universiteit Amsterdam, Rehabilitation Medicine, Amsterdam Movement Sciences, Amsterdam, the Netherlands.

Autor Correspondente:

Thales Rezende de Souza

thalesrs@ufmg.br

Universidade Federal de Minas Gerais, Campus Pampulha, Av. Antônio Carlos 6627, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Departamento de Fisioterapia, 31270901, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Agradecimentos

Agradecemos às Agências de Financiamento do Brasil CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Resumo

Introdução: Modelos Multisegmentares do Pé têm sido utilizados para medir parâmetros cinemáticos, incluindo aqueles que informam sobre pronação e supinação do tornozelo. O presente estudo investigou as diferenças nos ângulos articulares e segmentares de três Modelos Multisegmentares do Pé, sendo eles o Rizzoli foot model (RFM), Oxford foot model (OFM) e UFMG foot model (UFMG) para avaliação do antepé e do retropé durante a postura ortostática e marcha.

Pergunta de Pesquisa: Qual a diferença entre os ângulos articulares e segmentares relacionados com a pronação, obtidos pelos modelos RFM, OFM e UFMG, durante a postura estática e marcha?

Métodos: A cinemática tridimensional de 14 sujeitos saudáveis durante a postura e marcha, em velocidade auto-selecionada, foi medida com um sistema optoeletrônico. Os sistemas de coordenadas dos segmentos do pé e seus respectivos marcadores de rastreamento foram definidos de acordo com os modelos de pés investigados. A perna foi modelada de acordo com as definições da *International Society of Biomechanics* (ISB). Os ângulos articulares extraídos foram o ângulo do antepé em relação ao retropé, no plano sagital, e o ângulo do retropé-perna, nos planos frontal e transversal. Os ângulos segmentares extraídos foram o ângulo do retropé em relação ao laboratório, nos planos sagital, frontal e transversal, e o ângulo do antepé em relação ao laboratório, no plano sagital. Para a coleta de marcha, 20 fases de apoio foram consideradas para análise. Análises de Variância (ANOVA) de medidas repetidas foram realizadas para investigar diferenças entre as amplitudes, na marcha, e as médias angulares, na postura. Na presença de efeito principal significativo, contrastes foram utilizados para realizar as comparações entre pares. Mapeamento estatístico paramétrico ANOVA de medidas repetidas (SPM ANOVA) foram usadas para identificar diferenças entre curvas, com testes t pareados SPM como análise post-hoc. Para todas as análises, foi usado um nível de significância de 0,05.

Resultados: Diferenças significativas entre a cinemática obtida pelos três modelos investigados durante a postura ortostática ($p = 0,036$) foram observadas entre os ângulos antepé em relação ao retropé, antepé em relação

à perna e retropé em relação à perna no plano sagital, em comparações específicas entre os modelos. Em contrapartida, não houve diferenças significativas entre a cinemática obtida durante os três modelos investigados durante a postura ortostática para o ângulo retropé em relação à perna no plano frontal na comparação entre OFM e UFMG ($p = 0,560$), para o ângulo retropé em relação à perna no plano transverso na comparação entre RFM e OFM ($p = 0,535$), para o retropé em relação ao laboratório no plano frontal na comparação entre OFM e UFMG ($p = 0,110$) e para o retropé em relação ao laboratório no plano transverso na comparação entre RMF e OFM ($p = 0,203$). Durante a marcha, diferenças significativas entre os modelos nas amplitudes dos ângulos ($p < 0,001$) foram observadas entre os ângulos retropé em relação à perna no plano frontal e retropé em relação ao laboratório no plano frontal. Em contrapartida, não houve diferenças significativas entre os modelos nas amplitudes dos ângulos retropé em relação à perna na comparação entre RMF e OFM ($p = 0,087$), para o antepé em relação ao retropé na comparação entre OFM e UFMG ($p = 0,171$), para o retropé em relação ao laboratório no plano sagital na comparação entre OFM e UFMG ($p = 0,485$), para o retropé em relação ao laboratório no plano transverso na comparação entre RFM e OFM ($p = 0,908$) e para o antepé em relação ao laboratório no plano sagital na comparação entre RMF e UFMG ($p = 0,993$). A SPM ANOVA revelou diferenças para o retropé-perna, nos planos frontal e transversos, e para o retropé em relação ao laboratório, nos planos sagital e transversos, também em comparações específicas entre os três modelos.

Discussão: Diferenças significativas na cinemática obtida pelos modelos RFM, OFM e UFMG foram identificadas tanto na postura quanto na marcha. As diferenças entre os modelos são, provavelmente, o resultado de definições distintas dos eixos de movimento e de diferenças na localização dos marcadores de rastreamento que pode resultar em influências distintas de artefatos criados pelo movimento da pele.

PALAVRAS-CHAVE: Modelos Biomecânicos; Cinemática; Pé.

1 Introdução

Modelos cinemáticos não-invasivos, com dois ou mais segmentos que possuem seis graus de liberdade (6GL) (i.e. três angulares e três lineares), têm sido propostos para caracterizar o movimento do pé de maneira detalhada. Para esse fim, esses modelos multissegmentares têm sido preferidos por pesquisadores em comparação aos modelos que consideram o pé como um único segmento. Atualmente, existe um número crescente de publicações utilizando modelos cinemáticos com Modelos Multissegmentares do Pé (Leardini *et al.*, 1999; Carson *et al.*, 2001; Rankine *et al.*, 2008; Deschamps *et al.*, 2011; Bishop *et al.*, 2012; Buldt *et al.*, 2013; Souza *et al.*, 2014; Leardini *et al.*, 2019). Dentre os modelos cinemáticos de seis graus de liberdade, podemos destacar o Rizzoli Foot Model (RFM) (Leardini *et al.*, 2007) e Oxford Foot Model (OFM) (Carson *et al.*, 2001), por serem os mais difundidos na literatura (Rankine *et al.*, 2008; Deschamps *et al.*, 2011; Bishop *et al.*, 2012; Leardini *et al.*, 2019). Podemos citar, também, o modelo UFMG foot model (UFMG) (Souza *et al.*, 2014), por permitir a análise do comportamento do pé bissegmentado com o uso de calçados (adaptados para esse propósito) agredindo menos a superfície do tênis, mantendo a integridade do suporte oferecido aos pés pelo calçado, e reduzindo número de marcas, reduzindo o tempo de aplicação de marcadores, possivelmente reduzindo erro de tecido mole, entre outros benefícios. Cada um desses modelos cinemáticos mencionados determina e rastreia os segmentos retropé e antepé de forma distinta, o que sugere que possa haver diferença entre os resultados obtidos com a sua implementação. Possíveis diferenças entre a cinemática obtida pelos modelos podem dificultar a comparação e interpretação de resultados de estudos que usaram modelos distintos e, assim, influenciar na escolha de um método para a realização de estudos sobre a cinemática do pé. Schallig *et al.* (2018) observaram diferenças no ângulo do antepé em relação ao retropé, no plano sagital, obtido pelos RFM e OFM durante o final da fase de apoio da marcha. Entretanto, possíveis diferenças entre outros ângulos obtidos por esses modelos e pelo modelo UFMG ainda não foram investigadas.

Alterações do movimento e postura de pronação-supinação do pé têm sido relacionadas com diversos processos patológicos do sistema musculoesquelético (Rothbart *et al.*, 1988; Korpelainen *et al.*, 2001; Pinto *et al.*,

2008; Souza *et al.*, 2009; Souza *et al.*, 2011; Menz *et al.*, 2013; O'leary *et al.*, 2013; Louw *et al.*, 2014; Neal *et al.*, 2014). Por isso, a cinemática do complexo tornozelo-pé, relacionada com a pronação-supinação, têm sido de interesse (Rankine *et al.*, 2008; Deschamps *et al.*, 2011; Bishop *et al.*, 2012; Buldt *et al.*, 2013; Leardini *et al.*, 2019). Dentre os parâmetros cinemáticos articulares utilizados para o estudo da pronação-supinação, os componentes (a) eversão-inversão do retropé no complexo do tornozelo, (b) rotação medial-lateral da perna no complexo do tornozelo (i.e. abdução-adução, do retropé nesse complexo articular), (c) e rebaixamento e levantamento do arco plantar (dorsiflexão e flexão plantar do complexo articular do mediopé) têm sido frequentemente usados (Nester *et al.*, 2000; Souza *et al.*, 2010; Maharaj *et al.*, 2017). Esses três componentes cinemáticos constituem os movimentos predominantes dos complexos articulares do tornozelo e do médio-pé, durante a pronação e supinação (Neumann, 2011).

O objetivo deste estudo foi investigar possíveis diferenças nos ângulos articulares e segmentares, relacionados à pronação-supinação do pé, obtidos pelos três Modelos Multisegmentares do Pé (RFM, OFM e UFMG), durante a postura ortostática e a fase de apoio da marcha.

2 Materiais e Métodos

Delineamento do Estudo e Amostra

Este estudo transversal teve uma amostra de 14 sujeitos saudáveis (10 mulheres e 4 homens), com idade de 25,2 (DP 2,8) anos, altura de 1,69 (DP 0,08) m e massa corporal de 63,7 (DP 13,0) kg. Os critérios de inclusão foram: (i) idade entre 18 e 35 anos, (ii) índice de massa corporal abaixo de 30 kg/m², (iii) ausência de comorbidades ortopédicas ou neurológicas e (iv) ausência de história de lesões ou cirurgia nos membros inferiores no último ano. Os participantes foram excluídos caso apresentassem desconforto ou dor durante os procedimentos da coleta de dados. O tamanho da amostra foi determinado usando o *software* G*Power (Faul *et al.*, 2007) com os seguintes dados de entrada: correlação modelo bivariado normal, poder estatístico desejado de 80%, nível de significância de 0,05, tamanho de efeito foi calculado à partir do *software* SPSS com o valor do partial eta square (0.69) e uma correlação esperada de 0,50. O resultado desta análise mostrou que o tamanho mínimo

de amostra seria de 14 participantes, a partir da variável dependente ângulo segmentar do retropé em relação ao laboratório no plano frontal, que apresentou o menor tamanho de efeito. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da universidade (CAAE: 82117817.1.0000.5149).

Procedimentos e Instrumentos

Inicialmente, a massa corporal e altura foram medidas utilizando uma balança digital com estadiômetro (Personal 10448, Filizola, Brasil). Logo depois, marcadores refletivos passivos de 8 mm de diâmetro foram fixados na perna, retropé e antepé direito dos participantes com fita adesiva dupla-face reforçada por fita micropore para posterior definição dos três modelos cinemáticos de interesse (Carson *et al.*, 2001; Leardini *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2014) (FIGURA 1).

Inserir_Figura_1_aqui

A cinemática durante a postura estática e marcha foi registrada por meio de um sistema de captura de movimento tridimensional com 10 câmeras (Oqus 7+, Qualisys, Suécia) com uma taxa de aquisição de 100 Hz. Foi criado um sistema de coordenadas do laboratório, no qual o eixo X foi determinado como eixo látero-medial, o eixo Y como pósterio-anterior e o eixo Z como ínfero-superior.

Foram realizadas três coletas estáticas com duração de cinco segundos cada. Depois, retiramos os marcadores passivos anatômicos de acordo com cada método cinemático (Carson *et al.*, 2001; Leardini *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2014) e, em seguida, realizamos vinte coletas de marcha com todos os marcadores dos três métodos simultaneamente. Para que as coletas fossem consideradas válidas, todos os marcadores deveriam estar visíveis e ter trajetórias de movimento suave, sem sobressaltos que indicassem erro na captura do movimento.

Processamento de Dados

Os dados cinemáticos foram processados usando o *software* Visual 3D (C-Motion Inc, Estados Unidos). Primeiramente, as trajetórias dos marcadores com lacunas inferiores a dez quadros foram interpoladas e, depois, filtradas com um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz (Winter e A., 2009). A seguir, os modelos cinemáticos foram implementados, constituindo sistemas de coordenadas específicos para cada segmento (antepé, retropé e perna), que foram considerados como corpos rígidos. Os segmentos antepé e retropé foram implementados de acordo com os modelos RFM (Leardini *et al.*, 2007), OFM (Carson *et al.*, 2001) e UFMG (Souza *et al.*, 2014). O segmento perna, por sua vez, foi implementado de acordo com as orientações padronizadas pela International Society of Biomechanics (ISB) diferente dos usados pelos autores que propuseram os modelos de pé (Leardini *et al.*, 1999; Carson *et al.*, 2001; Souza *et al.*, 2014). Isso foi feito para que fosse possível comparar apenas a cinemática dada pelos modelos dos segmentos do pé. Além disso, essa escolha foi realizada, uma vez que o modelo de perna da ISB (Wu *et al.*, 2002) é comumente reportado na literatura em estudos que investigaram a análise cinemática do pé. A orientação dos eixos anatômicos do sistema de coordenadas de cada segmento foi determinada utilizando-se as posições dos marcadores anatômicos (Carson *et al.*, 2001; Leardini *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2014). Os marcadores de rastreamento específicos de cada método cinemático (Carson *et al.*, 2001; Leardini *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2014) foram utilizados para rastrear a trajetória do antepé, retropé e perna durante o movimento. Essa descrição dos modelos pode ser encontrada no material suplementar junto com as Figuras S1 e S2.

Após implementação dos três modelos cinemáticos do antepé e retropé (RFM, OFM e UFMG) e do método cinemático da perna (ISB) (Wu *et al.*, 2002), ângulos articulares (de um segmento em relação ao segmento adjacente; i.e. entre duas coordenadas segmentares) foram calculados. Para cada condição (coleta estática e marcha) foram calculadas as séries temporais dos seguintes ângulos articulares, como desfecho primário: (1) retropé em relação à perna (frontal); (2) retropé em relação à perna (transverso) e (3) antepé em relação ao retropé (sagital). Além disso, para as mesmas condições, foram calculadas as séries temporais dos seguintes ângulos segmentares (de um segmento em

relação ao laboratório): (1) retopé em relação ao laboratório (sagital, frontal e transversal) e (2) antepé em relação ao laboratório (sagital). Utilizamos esses ângulos segmentares como desfecho secundário para avaliar se os achados encontrados nos desfechos primários (i.e. ângulos articulares) foram resultados da mudança em um segmento específico, isto é, para auxiliar no entendimento de possíveis diferenças entre os ângulos articulares. Para o cálculo de todos os ângulos, foi utilizada a seguinte sequência de Cardan: látero-medial (eixo X), pósterio-anterior (eixo Y) e ínfero-superior/ínfero-superior (eixo Z), no qual negativamos o eixo Y para todos os ângulos.

A fase de apoio da marcha foi definida como o período entre o contato inicial e a retirada dos artelhos. Esses eventos foram identificados usando o deslocamento linear anterior-posterior e vertical dos seguintes marcadores fixados no pé: marcador de rastreamento mais inferior do retopé e o da cabeça do quinto metatarso. As velocidades dos marcadores no eixo pósterio-anterior e vertical foram então calculadas para determinar automaticamente o contato inicial do pé e a retirada dos artelhos, usando o limiar de 50 mm/s, que foi estabelecido empiricamente, neste estudo (Ghoussayni *et al.*, 2004).

Para redução dos dados da coleta estática, foi computado a postura média das séries temporais dos ângulos articulares e segmentares em cada coleta (cinco segundos). Em seguida, a média das três coletas estáticas foi realizada para cada sujeito. Para a coleta de marcha, foi inicialmente extraído os valores mínimo e máximo de cada ângulo durante a fase de apoio. Posteriormente, a amplitude de movimento ao longo dessa fase foi extraída como a diferença entre os ângulos máximo e mínimo. Para essas variáveis, foram computadas as médias das 20 fases de apoio de cada participante. A confiabilidade entre repetições das variáveis discretas (ângulo médio durante a postura e amplitudes angulares durante a marcha) foi verificada por meio do cálculo do Coeficiente de Correlação Intraclasse ($CCI_{3,1}$). Para esse cálculo, foram selecionadas, de maneira aleatória, duas coletas estáticas e duas coletas de marcha para cada voluntário. A confiabilidade foi classificada boa ($CCI_{3,1} = 0,78$ a $0,99$), com exceção do ângulo antepé em relação ao retopé no plano sagital para o modelo RFM, que obteve confiabilidade classificada como moderada ($CCI_{3,1} = 0,67$). Para as amplitudes angulares da marcha a confiabilidade foi classificada como boa ($CCI_{3,1} = 0,75$ a $0,97$), com exceção do

ângulo retropé em relação ao laboratório no plano sagital para o modelo UFMG, que obteve confiabilidade classificada como moderada ($CCI_{3,1} = 0,72$) (Portney e Watkins, 2009). Os resultados dessa análise de confiabilidade por variável encontram-se na Tabela S1, disponível no material suplementar.

Os ciclos de marcha foram estendidos ou comprimidos a tempo de produzir um ciclo de marcha normalizado de 101 pontos de dados igualmente espaçados. Todos os ciclos de marcha foram expressos como uma função de um comprimento de ciclo unitário (100%), independentemente do tempo real de uma passada. A média e o desvio padrão para cada ângulo foram calculados para cada sujeito a partir das vinte séries temporais. A confiabilidade entre-repetições das curvas de marcha foi realizada por meio do cálculo dos Coeficientes de Múltipla Correlação (CMC), para comparar o mesmo modelo. Para essa análise, também foram selecionadas, de maneira aleatória duas repetições de marcha. A confiabilidade das séries temporais dos ângulos da marcha antepé em relação ao retropé no plano sagital para os modelos RFM e OFM, retropé em relação ao laboratório no plano sagital e antepé em relação ao laboratório foi classificada como excelente (CMC = 0,95 a 0,99). A confiabilidade dos ângulos retropé em relação à perna no plano frontal e retropé em relação à perna no plano transversal para os modelos RFM e OFM foi classificada como muito boa (CMC = 0,90 a 0,92). Para os ângulos da marcha retropé em relação à perna no plano transversal para o modelo UFMG e antepé em relação ao retropé no plano sagital para o modelo UFMG foi classificada como boa (CMC = 0,78 a 0,82). A confiabilidade do ângulo retropé em relação ao laboratório no plano frontal para os modelos RFM e OFM foi classificada como moderada (CMC = 0,71 a 0,74). Por fim, a confiabilidade do ângulo retropé em relação ao laboratório no plano transversal, que obteve confiabilidade classificada como ruim (CMC = 0,47 a 0,52) (Garofalo *et al.*, 2009). Os resultados dessas análises de confiabilidade por variável encontram-se na Tabela S1, disponível no material suplementar.

Análise Estatística

Os dados referentes aos ângulos médios durante a postura estática e às amplitudes angulares durante a fase de apoio da marcha apresentaram distribuição normal após verificação pelo teste Shapiro-Wilk. Análise de

Variância (ANOVA) de medidas repetidas foi realizada para investigar a diferença entre os três modelos cinemáticos no valor médio dos ângulos durante a postura e na amplitude dos ângulos durante a marcha. A ANOVA tinha um fator (método cinemático) e três níveis (RFM, OFM e UFMG). *Contrastes* foram usados para identificar diferenças entre os modelos, quando o efeito principal da ANOVA era significativo.

A análise de curvas foi realizada por meio do *Statical Parametric Mapping* ANOVA de medidas repetidas (SPM ANOVA) para investigar a diferença entre os três modelos cinemáticos nas curvas das variáveis desfechos (Pataky, 2010; De Ridder *et al.*, 2015; Dingenen *et al.*, 2015; Robinson *et al.*, 2015; Mailleux *et al.*, 2017; Nieuwenhuys *et al.*, 2017). As SPM ANOVAs tinham um fator (método cinemático) e três níveis (RFM, OFM e UFMG). Análises *post hoc* foram realizadas por meio de SPM testes t pareados, para comparar pares de curvas, quando o efeito principal foi significativo. Os SPM testes t pareados mostram os trechos (*clusters*) dos pares de curvas em que há diferença significativa (em que o valor de t do teste é maior que o t crítico correspondente). Cada trecho com diferença significativa possui um valor de *p* (Pataky, 2010). Para todas as análises, foi usado um nível de significância de 0,05.

3 Resultados

Postura

A Tabela 1 mostra os valores de média e desvio padrão, assim como os resultados da estatística inferencial para os ângulos investigados. A ANOVA revelou efeito principal significativo para os três ângulos articulares investigados. Nas análises *post hoc*, o ângulo do retropé em relação à perna, no plano frontal, foi diferente entre os modelos RFM e OFM e entre os modelos RFM e UFMG. Esse ângulo, no plano transversal, apresentou diferença entre os modelos UFMG e RFM e entre UFMG e OFM. O ângulo do antepé em relação ao retropé, no plano sagital, foi diferente em todas as comparações entre os modelos cinemáticos.

Inserir_Tabela_1_aqui

A ANOVA também revelou efeito principal significativo para os quatro ângulos segmentares investigados. Nas análises *post hoc*, o ângulo do retropé em relação ao laboratório, no plano sagital, apresentou diferença entre os modelos RFM e OFM e entre RFM e UFMG. Esse ângulo, no plano frontal, apresentou diferença entre os modelos UFMG e RFM e entre UFMG e OFM. Esse ângulo, no plano transversal, foi diferente entre os modelos UFMG e RFM e entre UFMG e OFM. O ângulo do antepé em relação ao laboratório, no plano sagital, foi diferente em todas as comparações entre os modelos cinemáticos.

Marcha – Amplitudes de movimento

A Tabela 2 mostra os valores de média e desvio padrão, assim como os resultados da estatística inferencial para as amplitudes de movimento. A ANOVA revelou efeito principal significativo nas amplitudes dos três ângulos articulares investigados. Nas análises *post hoc*, o ângulo do retropé em relação à perna, no plano frontal, foi diferente em todas as comparações entre os modelos cinemáticos. Esse ângulo no plano transversal foi diferente entre os modelos UFMG e RFM e entre UFMG e OFM. O ângulo do antepé em relação ao retropé, no plano sagital, foi diferente entre o método RFM e OFM e entre RFM e UFMG.

Inserir_Tabela_2_aqui

A ANOVA revelou também efeito principal significativo para amplitude dos quatro ângulos segmentares investigados. Nas análises *post hoc*, o ângulo do retropé em relação ao laboratório, no plano sagital, apresentou diferença entre os modelos RFM e OFM e entre RFM e UFMG. Esse ângulo, no plano frontal, apresentou diferença em todas as comparações entre os modelos cinemáticos. Esse ângulo, no plano transversal, foi diferente entre os modelos UFMG e RFM e entre UFMG e OFM. O ângulo do antepé em relação ao retropé no plano sagital foi diferente entre os modelos RFM e OFM e entre OFM e UFMG.

Marcha – Curvas dos movimentos

As curvas médias obtidas com os três modelos estão apresentadas na Figura 2. O gráfico resultante das análises de efeito principal da SPM ANOVA para cada ângulo (articular e segmentar) encontra-se na Figura S3, disponível no material suplementar. A SPM ANOVA identificou efeito principal significativo ($p = 0,047$) para o ângulo do retropé em relação à perna no plano frontal. Nas análises *post hoc*, foi observada diferença significativa entre os modelos de RFM e UFMG ($p < 0,001$), bem como entre OFM e UFMG ($p < 0,001$), ao final da fase apoio da marcha (FIGURA 3). Observando-se as curvas médias, o modelo UFMG gerou posições mais invertidas ao final da fase de apoio da marcha que RFM e OFM (FIGURA 2).

Inserir_Figuras_2_e_3_aqui

A SPM ANOVA identificou efeito principal significativo ($p = 0,043$) para o ângulo do retropé em relação à perna no plano transversal. Nas análises *post hoc*, foi observada diferença significativa entre os modelos de RFM e UFMG, no início ($p = 0,047$) e no final ($p = 0,047$) da fase de apoio da marcha. Também foi observada diferença significativa entre os modelos OFM e UFMG, também no início ($p = 0,043$) e no final ($p = 0,047$) da fase de apoio da marcha (FIGURA 3). Observando-se as curvas médias, no início da fase de apoio da marcha, o modelo UFMG gera ângulos de maior rotação lateral que os demais modelos (FIGURA 2). No fim da fase de apoio, observamos que os modelos RFM e OFM geram ângulos de maior rotação medial que o modelo UFMG, que gerou ângulos mais próximos à posição neutra (FIGURA 2).

A SPM ANOVA identificou efeito principal significativo para o ângulo do antepé em relação ao retropé no plano sagital ($p = 0,042$). Entretanto, nas análises *post hoc*, não foi observada diferença significativa entre os modelos (FIGURA 3).

A SPM ANOVA apresentou efeito significativo para o ângulo do retropé em relação ao laboratório, no plano sagital ($p = 0,018$). Nas análises *post hoc*, foi observada diferença significativa entre os modelos de RFM e UFMG ao final da fase apoio da marcha ($p = 0,003$) (FIGURA 4). Observando-se as curvas médias, o modelo UFMG gerou ângulos de maior dorsiflexão ao final da fase de apoio da marcha quando comparado com o RFM ($p = 0,029$) (FIGURA 2).

Inserir_Figura_4_aqui

A SPM ANOVA também identificou efeito principal significativo para o ângulo do retropé em relação ao laboratório, no plano frontal ($p = 0,050$). Porém, nas análises *post hoc* não foram observadas diferenças significativas entre os modelos (FIGURA 4).

A SPM ANOVA identificou um efeito principal significativo para o ângulo do retropé em relação ao laboratório, no plano transversal ($p < 0,001$). Nas análises *post hoc*, foi observada diferença significativa entre os modelos RFM e UFMG ($p = 0,049$), bem como entre OFM e UFMG ($p = 0,049$), ao final da fase de apoio da marcha (FIGURA 4). Observando-se as curvas médias, ao fim da fase de apoio da marcha, o modelo UFMG gerou ângulos de maior rotação lateral que os modelos RFM e OFM (FIGURA 2).

A SPM ANOVA apresentou efeito principal significativo para o ângulo do antepé em relação ao laboratório, no plano sagital ($p = 0,038$). Entretanto, nas análises *post hoc* não foram observadas diferenças significativas entre os modelos (FIGURA 4).

4 Discussão

O presente estudo teve como objetivo investigar as diferenças nos ângulos articulares e segmentares, relacionados à pronação-supinação do pé, obtidos por três Modelos Multisegmentares do Pé (RFM, OFM e UFMG), durante a postura ortostática e marcha. Este estudo encontrou diferenças significativas entre modelos nas posições da postura ortostática e nas amplitudes e ângulos da marcha. Em geral, as posturas articulares e segmentares da postura ortostática foram diferentes entre os modelos cinemáticos do pé (Tabela 1). As amplitudes de movimentos durante a marcha foram, também em sua maioria, diferentes entre os modelos (Tabela 2). Por sua vez, os ângulos articulares e segmentares, durante a marcha, apresentaram algumas diferenças, especificamente nas comparações do modelo UFMG com os outros dois modelos (Figuras 2 a 4). O ângulo do retropé-perna do modelo UFMG, no plano frontal, e o ângulo do retropé do modelo UFMG, nos planos sagital e transversal, foram diferentes em

comparação aos outros modelos, no final da fase de apoio. O ângulo retropé-perna do modelo UFMG, no plano transversal, foi diferente em comparação aos outros modelos, no início e final da fase de apoio. A discussão detalhada das diferenças específicas encontradas será apresentada a seguir.

4.1 Postura

O retropé em relação à perna do RFM apresentou-se mais invertido em comparação com o OFM e o modelo UFMG. Isso pode ser explicado pelas diferentes definições da posição dos eixos do sistema de coordenadas do retropé. No método UFMG, o eixo ínfero-súperior conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. Uma vez que o ponto médio entre maléolos está mais medializado que o ponto médio entre a tuberosidade peroneal e o sustentáculo do talus, o eixo infero-superior fica mais evertido, o que significa uma maior eversão do retropé em torno do eixo pósterio-anterior (i.e. no plano frontal). No método OFM, por sua vez, o eixo ínfero-superior é definido por uma linha que conecta os marcadores inferior e superior do calcâneo e o plano sagital a partir de dois pontos ligados ao ponto médio entre o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. Uma vez que o ponto médio entre a tuberosidade peroneal e o sustentáculo do talus está mais medializado que o ponto médio entre os marcadores do calcâneo, o eixo infero-superior fica mais evertido, o que significa uma maior eversão do retropé em torno do eixo pósterio-anterior (i.e. no plano frontal).

Em relação à cinemática do retropé em relação à perna no plano transversal, durante a postura ortostática, observamos que o retropé UFMG apresentou uma maior magnitude de rotação lateral que os demais. No método UFMG, o eixo látero-medial é definido a partir do cálculo dos mínimos quadrados entre os maléolos e o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores e o eixo látero-medial é minimizada. Uma vez que o sustentáculo do tálus está mais posterior que a tuberosidade peroneal e o maléolo lateral mais posterior que o maléolo medial, gerando uma inclinação do eixo, tornando o eixo látero-medial mais rodado lateralmente, o que significa uma maior

rotação lateral do retropé em torno do eixo ínfero-superior/ínfero-superior (i.e. no plano transversal).

O ângulo do antepé em relação ao retropé na postura apresentou maiores valores de flexão plantar no método UFMG, seguido por RFM e OFM. O eixo pósterio-anterior do antepé no método UFMG foi definido a partir de uma linha que conecta o ponto médio entre as cabeças do primeiro e quinto metatarsos e o ponto médio entre as bases do primeiro e quinto metatarsos. Uma vez que a cabeça e base do primeiro metatarso estão mais elevadas que a cabeça e base do quinto metatarso, o eixo pósterio-anterior fica com maior inclinação anterior (i.e. mais voltado para baixo), o que significa uma maior flexão plantar do antepé em torno do eixo látero-medial (i.e. no plano sagital). No método RFM, o eixo pósterio-anterior é definido a partir da ligação dos pontos entre a cabeça e a base do segundo metatarso. Uma vez que a base do segundo metatarso está mais elevada que a cabeça do segundo metatarso, o eixo pósterio-anterior fica com maior inclinação anterior (i.e. mais voltado para baixo). Isso significa uma maior flexão plantar do antepé em torno do eixo látero-medial (i.e. no plano sagital), porém em menor grau que o modelo UFMG. Por sua vez, no método OFM a definição do eixo pósterio-anterior foi definida por uma linha que une a marca posicionada no espaço entre a cabeça do segundo e terceiro metatarsos e o ponto calculado a um terço da distância entre a base do primeiro e do quinto metatarsos. Dessa forma, o eixo pósterio-anterior fica com maior inclinação anterior (i.e. mais voltado para baixo). Isso significa uma maior flexão plantar do antepé em torno do eixo látero-medial (i.e. no plano sagital), porém em menor grau que os modelos UFMG e RFM.

4.2 Marcha

Uma primeira característica a ser considerada para explicar as diferenças encontradas entre a cinemática obtida pelos modelos é o método de rastreamento. O modelo UFMG usa um método baseado em *clusters* (agrupamentos) rígidos de marcadores de rastreamento, enquanto os modelos OFM e RFM usam marcadores de rastreamento independentes. Os *clusters* do modelo UFMG foram propostos para que os marcadores sejam afastados dos segmentos do pé e, assim, permitir sua visualização fora de um calçado. Ao mesmo tempo, os *clusters* permitem que os marcadores acompanhem os

movimentos do segmento por meio da fixação de sua base no segmento do pé (Figura 1). Esse método parece ser vantajoso para rastrear os movimentos do retropé, uma vez que a base do *cluster* abraça e fica afixada ao osso calcaneal, que pode ser considerado um corpo rígido. Assim, o cluster poderia rastrear melhor o calcâneo que os marcadores independentes, cujos movimentos sofrem influência das diferentes deformações das regiões da pele em que estão fixos. Os marcadores independentes no calcâneo podem, então, rastrear um movimento menos condizente com o de um corpo rígido. Entretanto, para o antepé, que é formado por muitos ossos, essa vantagem do *cluster* não se aplicaria. Vale destacar, também, que os *clusters* também podem apresentar movimentos indesejados, por terem maiores momentos de inércia que marcadores isolados, o que pode levar a vibrações e/ou valores angulares inadequados. Contudo, os *clusters* do modelo UFMG possuem massa pequena (10 g) e são afixados de maneira bem firme nos segmentos do pé. Dessa forma, o uso de *clusters* ou de marcadores independentes de rastreamento pode influenciar nos movimentos articulares e segmentares obtidos, sendo difícil determinar quais seriam essas diferenças.

Além do método de rastreamento, deve-se considerar, também, a influência que a posição do sistema de coordenadas tem sobre o movimento angular calculado a partir dos movimentos dos marcadores de rastreamento (Robertson *et al.*, 2014). Os sistemas de coordenadas dos segmentos nunca estão perfeitamente alinhados com o sistema de coordenadas do laboratório, sendo oblíquos. Assim, um movimento ideal dos marcadores de rastreamento apenas em um plano do laboratório é interpretado como um movimento angular nos três planos de movimento correspondentes ao sistema de coordenadas do segmento. Isso afeta, também, os ângulos articulares obtidos. Esse fenômeno pode ser chamado de *crosstalk* (Baudet *et al.*, 2014) e deve ser reconhecido na tentativa de explicar as diferenças entre a cinemática obtida por modelos diferentes.

Ao analisar a cinemática do retropé-perna no plano frontal durante a marcha, observa-se que todos os modelos mostraram, como esperado, um movimento de eversão do retropé durante a fase inicial do apoio seguido de movimento de inversão do retropé durante a fase final do apoio (Neumann, 2011). O método UFMG diferiu dos demais modelos tanto no valor da

amplitude de movimento quanto na quantidade de inversão no final da fase de apoio. O método UFMG apresentou uma maior inversão ao final da fase de apoio do que o OFM e RFM. Uma possível explicação para uma ADM maior do UFMG seria a influência que a posição do sistema de coordenadas tem sobre o movimento angular calculado a partir dos movimentos dos marcadores de rastreamento (Robertson *et al.*, 2014). O modelo UFMG para o retropé apresenta uma posição de maior rotação lateral em comparação com os outros modelos (Tabela 1). Nesse caso, o eixo pósterio-anterior fica mais voltado para lateral e captura uma parte do movimento que os marcadores de rastreamento fazem no plano sagital do laboratório (i.e. *crosstalk* entre movimentos em planos diferentes). Considerando que o plano sagital é o plano em que há maior movimento do retropé, isso pode ter levado à obtenção de maior amplitude no plano frontal e de maior movimento de inversão, pelo modelo UFMG. Apesar de a análise de curvas ter demonstrado que os modelos OFM e RFM não são diferentes, a amplitude obtida pelo OFM foi maior que a obtida pelo RFM. Essa diferença de magnitude entre os dois modelos poderia ser devido à posição do sistema de coordenadas, no qual o eixo pósterio-anterior do OFM se encontra com o eixo mais alinhado com o eixo pósterio anterior do laboratório, em comparação com o RFM. Nesse caso, ele captura um movimento mais puro no plano frontal, diferente do RFM que captura também parte do movimento dos marcadores de rastreamento no plano sagital. Em relação aos marcadores de rastreamento, os dois modelos possuem praticamente os mesmos marcadores independentes, diferindo o OFM, que possui, também, um marcador no calcâneo mais superior e um marcador fixado em uma haste cuja base é afixada no calcâneo. Assim como os *clusters* do modelo UFMG, a haste possui maior momento de inércia e mais chance de apresentar movimentos que não os do retropé.

Em relação à cinemática do retropé-perna no plano transversal durante a marcha, todos os modelos mostraram, como esperado, um movimento de rotação lateral do ângulo retropé-perna durante a fase inicial do apoio devido à rotação medial da perna (Neumann, 2011). Durante a fase final do apoio, todos os modelos apresentaram um movimento de rotação medial do retropé-perna devido à rotação lateral da perna (Neumann, 2011). A análise estatística mostrou que os modelos OFM e RFM apresentaram amplitude de movimento e

curvas similares. Já o método UFMG diferiu dos demais modelos, uma vez que registrou menor amplitude de movimento. Durante a análise da curva do ângulo do retropé perna no plano transversal, no início de fase de apoio da marcha, o método UFMG apresenta no contato inicial uma maior rotação lateral que o RFM e OFM e realiza, em seguida, uma menor amplitude de rotação lateral. Como destacado anteriormente, essa distinção de magnitude do método UFMG pode ser explicada pela posição do eixo ífero-superior do retropé. Na figura 2, pode-se observar que esse eixo no modelo UFMG apresenta inclinações látero-medial e pósterio-anterior com direções contrárias às inclinações desse eixo nos modelos OFM e RFM. Isso faz com que os movimentos dos marcadores de rastreamento nos outros planos (frontal e sagital) tenham influências de direção contrária nos movimentos obtidos para o plano transversal no modelo UFMG, em comparação com os outros dois modelos. Além disso, os marcadores independentes de rastreamento dos modelos são acoplados no calcâneo, porém o UFMG utiliza um *cluster* que o abraça, de forma que possua pouco movimento de artefato de tecidos moles em relação aos outros. Isso pode levar a um melhor rastreamento de um movimento de rotação lateral do calcâneo, que gera uma menor rotação medial do retropé em relação à perna, no início e fim da fase de apoio (Figura 2). Por outro lado, o *cluster* utiliza hastes fixadas que podem possuir movimentos vibratórios durante a fase de apoio da marcha, podendo gerar diferenças indesejadas em relação ao RFM. O OFM também utiliza um marcador fixado em uma haste, podendo ter a mesma diferença.

Em relação ao antepé em relação ao retropé no plano sagital, todos os modelos mostraram uma dorsiflexão do antepé em relação ao retropé após o contato inicial, seguida de uma flexão plantar no final da fase de apoio, como esperado (Neumann, 2011). A análise estatística mostrou que os modelos apresentaram curvas similares, mas o método RFM apresentou maior amplitude que o OFM e UFMG. Essa maior amplitude do RFM pode ser explicada pelo maior movimento do antepé e não pelo retropé. Um dos marcadores de rastreamento do antepé RFM é a cabeça do primeiro metatarso, que é o raio mais móvel no plano sagital (Neumann, 2011). O antepé é composto por cinco raios que se movem de maneira independentes

(Neumann, 2011), portanto, a diferença na localização dos marcadores de rastreamento interfere no movimento mensurado. Esse resultado corrobora o estudo do Schallig *et al.* (2018) que mostrou que os modelos de RFM e OFM apresentaram diferença nas curvas, expressando mais movimento no ângulo do antepé em relação ao retropé para o método RFM. No qual ele concluiu que as diferenças entre os modelos são provavelmente o resultado de diferentes definições de eixos e diferentes localizações de marcadores com uma sensibilidade diferente aos artefatos de movimento da pele.

Os resultados deste estudo demonstraram que os modelos bissegmentados do pé, investigados no presente estudo (RFM, OFM e UFMG), registraram padrões de movimento esperados para as variáveis que indexam pronação-supinação, durante a fase de apoio da marcha. Isto é, todos os modelos registram movimentos de direções similares, durante a marcha, com padrões descritos na literatura (Carson *et al.*, 2001; Leardini *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2014). Entretanto, foram observadas muitas diferenças nas amplitudes de movimento mensuradas (Tabela 2), o que aponta para a inadequação de se comparar essa variável entre estudos que usaram modelos diferentes. Em relação aos ângulos obtidos (Figura 3), o OFM e o RFM não apresentaram diferenças (Figura 2). Ainda em relação aos ângulos, o modelo UFMG se mostrou uma alternativa para a captura de movimentos do pé, uma vez que, na maioria da fase de apoio da marcha, não obteve ângulos diferentes aos obtidos pelos RFM e OFM (Figura 2), que são os mais difundidos na literatura. No entanto, os pesquisadores devem estar cientes das diferenças também observadas nos ângulos. Por exemplo, o método UFMG encontrou ângulos mais invertidos para o retropé-perna no fim fase de apoio, em comparação com os demais, e esse ângulo no fim do apoio pode ser de interesse em alguns estudos (Levinger *et al.*, 2013). Dessa forma, todas as diferenças observadas nesse estudo devem ser consideradas para se comparar adequadamente achados de estudos que usaram ou irão usar modelos diferentes. É um desafio recomendar o uso de um dos modelos estudados, frente à escassez de estudos de validade (e.g. comparação com medidas invasivas dos movimentos ósseos). Entretanto, baseado nas diferenças encontradas no presente estudos, podemos sugerir que o modelo a ser usado em um estudo seja aquele que

tenha sido usado em estudos anteriores, cujos dados servirão de referência para possíveis comparações.

Este estudo apresenta algumas limitações. Todas as medidas foram feitas com os pés descalços, para permitir uma coleta simultânea com os modelos. Assim, não se sabe a cinemática dada pelo modelo UFMG, com o uso de calçados, apresentaria diferenças da obtida no presente estudo. Apesar de o modelo UFMG poder ser usado em situações descalças (Araújo *et al.*, 2017; Cruz *et al.*, 2019), ele constitui uma proposta que facilita a coleta de dados com o uso de calçados. Outras limitações relacionadas com a generalização dos resultados podem ser apontadas. Considerando a nossa amostra, não sabemos se os resultados são aplicáveis para indivíduos com alguma disfunção ou deformidade no pé, como hálux excessivamente valgo, ou padrões atípicos de marcha. Além disso, nossos resultados não podem ser generalizados para voluntários de faixas etárias diferentes, como crianças.

5 Conclusão

A escolha do método multissegmentar do pé pode influenciar na cinemática, relacionada à pronação-supinação do pé, obtida durante a postura ortostática e a fase de apoio da marcha. As diferenças encontradas foram mais frequentes nos ângulos da postura ortostática e nas amplitudes de movimento da marcha. O modelo UFMG demonstrou diferenças em subfases curtas e específicas do apoio, em relação aos OFM e RFM. As diferenças observadas devem ser consideradas para comparar achados de estudos que usaram ou irão usar modelos diferentes.

Capítulo de Figuras

Figura 1: Posicionamento dos marcadores refletivos passivos

Figura 2: Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares durante a marcha, obtidas por cada modelo cinemático.

Figura 3: Análise *post hoc* (SPM testes t pareados) para comparação de pares de curvas dos ângulos articulares.

Figura 4: Análise *post hoc* (SPM testes t pareados) para comparação de pares de curvas dos ângulos segmentares.

Tabela 1. Estatística descritiva e inferencial dos ângulos da postura.

Ângulo	Plano	Método	Média (DP) (°)	ANOVA			Análise <i>Post Hoc</i>								
				F _{ij}	P	η ²	t	R x O p	d	t	R x U p	d	t	O x U p	d
Retropé- perna	Frontal	R	7,59 (6,11) ^a	13,18 _{2;13}	<0,001	0,50	3,91	0,002	1,33	4,80	<0,001	1,61	0,60	0,560	0,17
		O	-1,34 (6,27) ^b												
		U	-2,58 (5,13) ^b												
	Transverso	R	-2,01 (8,00) ^a	41,37 _{2;13}	<0,001	0,76	0,64	0,535	0	6,54	<0,001	1,45	6,40	<0,001	1,57
		O	-2,13 (7,92) ^a												
		U	-13,87 (7,15) ^b												
Antepé- Retropé	Sagital	R	-23,75 (10,52) ^a	89,76 _{2;13}	<0,001	0,87	-8,57	<0,001	2,63	6,07	<0,001	2,40	13,42	<0,001	4,35
		O	-0,95 (6,76) ^b												
		U	-53,52 (14,36) ^c												
Retropé	Sagital	R	-17,85 (8,69) ^a	66,52 _{2;13}	<0,001	0,83	-2,34	0,036	0,57	-8,29	<0,001	3,15	-8,71	<0,001	2,75
		O	-13,31 (4,64) ^b												
		U	24,23 (15,51) ^c												
	Frontal	R	9,48 (7,26) ^a	15,65 _{2;13}	<0,001	0,54	3,92	0,002	1,44	4,93	<0,001	1,80	-8,71	0,110	0,43
		O	0,61 (5,67) ^b												
		U	2,91 (4,63) ^b												
Transverso	R	-6,35 (6,95) ^a	44,58 _{2;13}	<0,001	0,77	1,34	0,203	0	6,78	<0,001	1,80	6,61	<0,001	1,80	
	O	-6,64 (6,93) ^a													
	U	-19,36 (8,03) ^b													
Antepé	Sagital	R	-41,74 (3,57) ^a	378,79 _{2;13}	<0,001	0,96	-24,22	<0,001	9,33	-17,92	<0,001	5,33	11,97	<0,001	4
		O	-13,33 (3,99) ^b												
		U	-25,16 (3,93) ^c												

Legenda: DP = Desvio Padrão, R = Rizzoli foot model , O = Oxford foot model , U = modelo UFMG. Médias com letras iguais não foram significativamente diferentes e as com letras diferentes foram significativamente diferentes. Valores positivos indicam inversão, rotação medial e dorsiflexão.

Tabela 2. Estatística descritiva e inferencial da amplitude de movimento angular durante a fase de apoio da marcha.

Ângulo	Plano	Método	Média (DP) (°)	ANOVA			Análise <i>Post Hoc</i>								
				F _{ij}	P	η ²	t	R x O p	d	t	R x U p	d	t	O x U p	d
Retropé- perna	Frontal	R	7,05 (2,03) ^a	107,74 _{2;13}	<000,1	0,89	-4,90	<0,001	0,5	-11,24	<0,001	2,52	-9,90	<0,001	2,29
		O	8,74 (2,92) ^b												
		U	18,61 (5,11) ^c												
	Transverso	R	12,65 (4,84) ^a	9,55 _{2;13}	0,007	0,42	-1,85	0,087	0,25	2,81	0,015	1	3,43	0,005	1,25
		O	13,25 (4,42) ^a												
		U	8,23 (4,08) ^b												
Antepé- Retropé	Sagital	R	17,37 (3,85) ^a	28,24 _{2;13}	<0,001	0,68	6,46	<0,001	1,66	5,27	<0,001	1,10	-1,45	0,171	0,27
		O	12,82 (3,17) ^b												
		U	13,53 (4,25) ^b												
	Sagital	R	68,10 (4,88) ^a	46,41 _{2;13}	<0,001	0,78	-4,12	0,485	0,21	5,74	<0,001	0,75	-5,24	<0,001	0,43
		O	67,95 (5,00) ^a												
		U	65,42 (4,80) ^b												
Retropé	Frontal	R	7,46 (2,20) ^a	30,09 _{2;13}	<0,001	0,69	0,72	0,001	0,5	7,28	<0,001	1,44	7,35	<0,001	1,15
		O	8,17 (2,37) ^b												
		U	12,86 (4,03) ^b												
	Transverso	R	4,71 (1,93) ^a	5,85 _{2;13}	0,008	0,31	-0,12	0,908	0	-2,46	0,029	0,75	-2,46	0,029	0,75
		O	4,73 (1,80) ^a												
		U	6,64 (3,20) ^b												
Antepé	Sagital	R	76,24 (6,95) ^a	31,62 _{2;13}	<000,1	0,70	9,75	<0,001	1	0,009	0,993	0	-6,96	<0,001	0,83
		O	70,82 (6,87) ^b												
		U	76,23 (8,54) ^a												

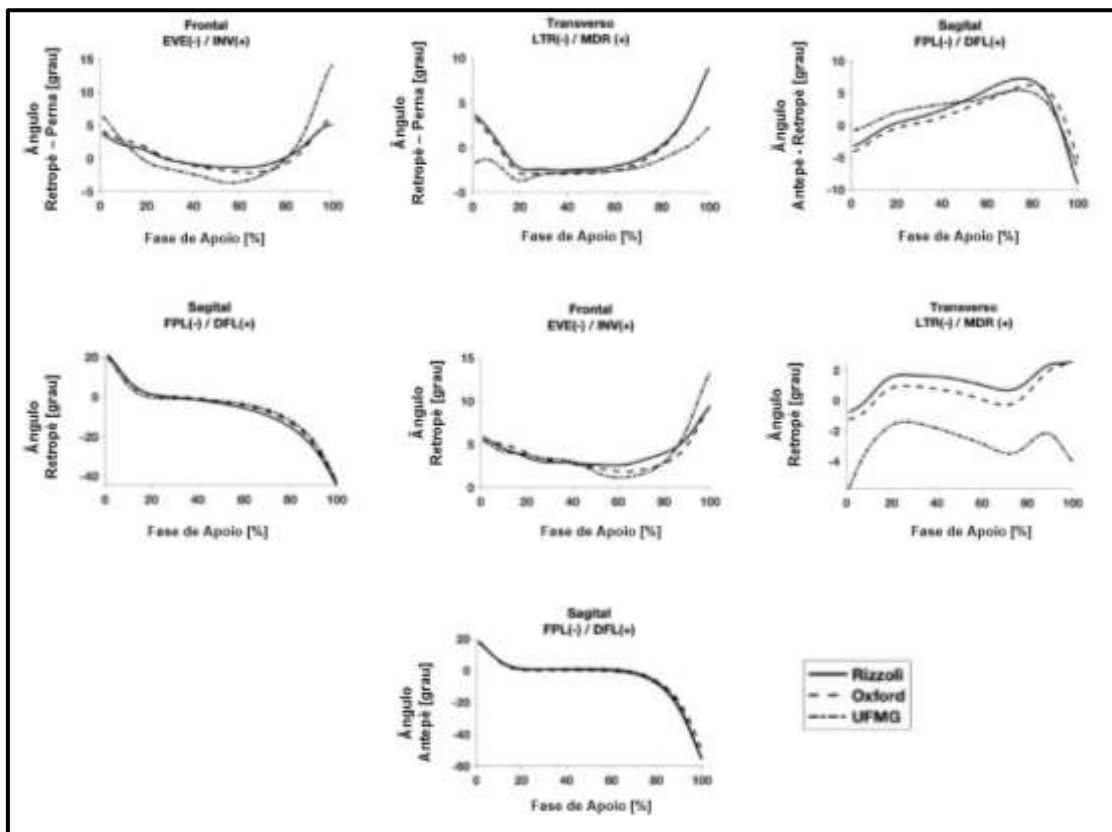
Legenda: DP = Desvio Padrão, R = Rizzoli foot model , O = Oxford foot model , U = UFMG. Médias com letras iguais não foram significativamente diferentes e as com letras diferentes foram significativamente diferentes. Valores positivos indicam inversão, rotação medial e dorsiflexão.

Figura 1. Posicionamento dos marcadores refletivos passivos



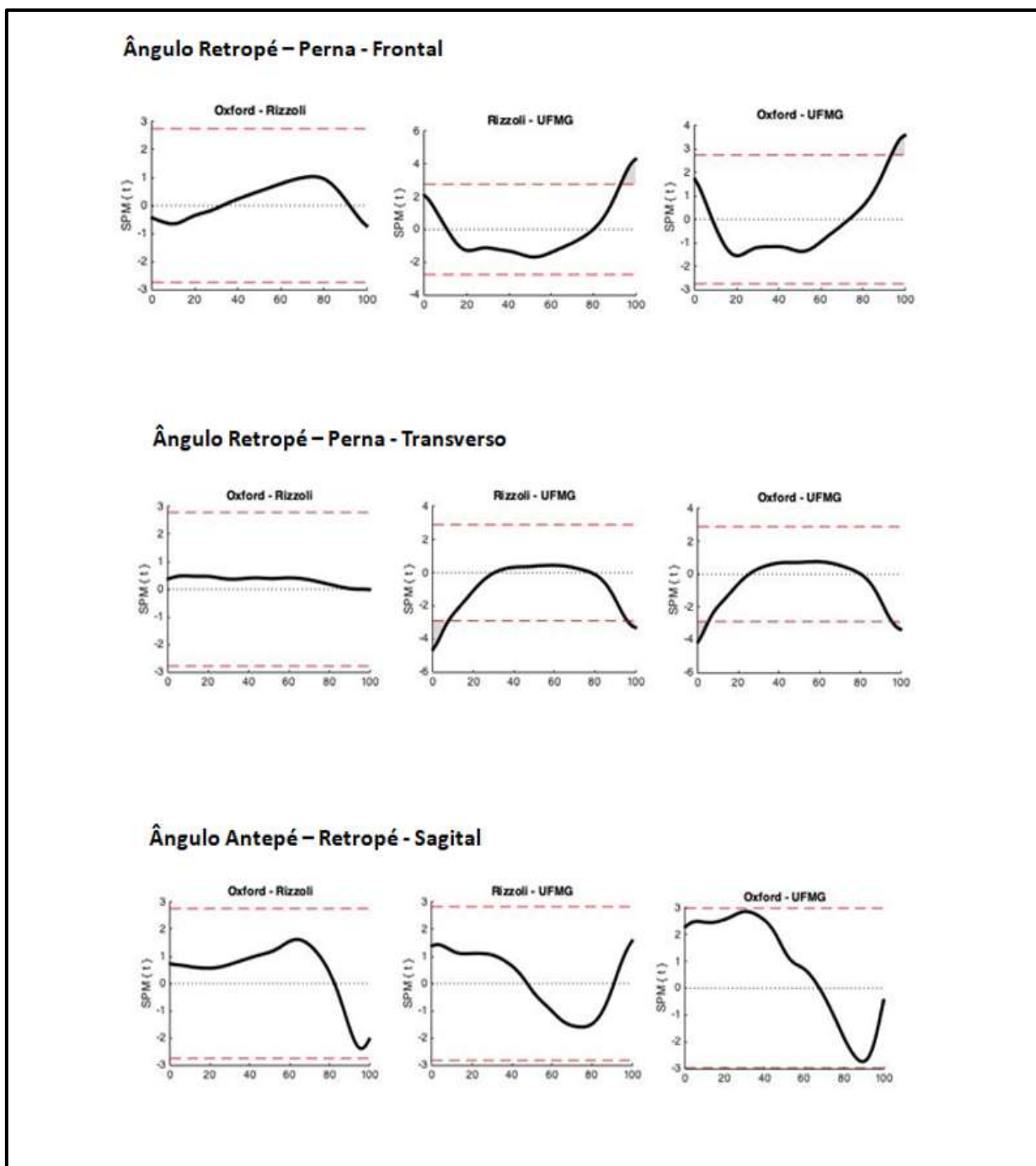
A: vista antero-lateral, B: vista medial, C: Vista posterior. Os marcadores anatômicos estão sinalizadas com ^{AN} e os marcadores de rastreamento com ^{RA}. Retropé segundo modelo RFM: C1^{AN,RA}, ST^{AN,RA} e TP^{AN,RA}. Retropé segundo modelo OFM: C1^{AN,RA}, C2^{AN}, ST^{RA}, TP^{RA}, CC1^{RA}: marca pertencente ao cluster do calcâneo. Retropé segundo modelo UFMG: MM^{AN}, LM^{AN}, TP^{AN}, ST^{AN}, Cluster calcâneo: CC1^{RA}, CC2^{RA}, CC3^{RA}. Antepé segundo modelo RFM: B2^{AN,RA}, H1^{AN,RA}, H2^{AN}, H5^{AN,RA}: face lateral da cabeça do 5^o metatarso. Antepé segundo modelo OFM: B1^{AN,RA}, B5^{AN,RA}, H1^{AN}, H-H3^{NA,RA}: espaço entre a cabeça do 2^o e 3^o metatarsos e H5^{AN,RA}. Antepé segundo modelo UFMG: B1^{AN}, B5^{AN}, H1^{AN}, H5^{AN}, Cluster de antepé: CA1^{RA}, CA2^{RA} e CA3^{RA}. Cada cluster foi constituído por marcadores de rastreamento fixados em hastes rígidas posicionadas de forma não colinear. O cluster da perna foi posicionado póstero-lateralmente e abaixo do ventre do músculo gastrocnêmio; o cluster do retropé foi posicionado inferiormente à inserção do tendão calcanear, e o cluster do antepé foi fixado ao aspecto superior dos ossos metatarsos tendo o espaço entre o 1^o e o 2^o metatarsos como limite medial e o espaço entre o 4^o e 5^o metatarsos como limite lateral.

Figura 2. Curvas médias dos ângulos articulares e segmentares durante a marcha, obtidas por cada modelo cinemático.



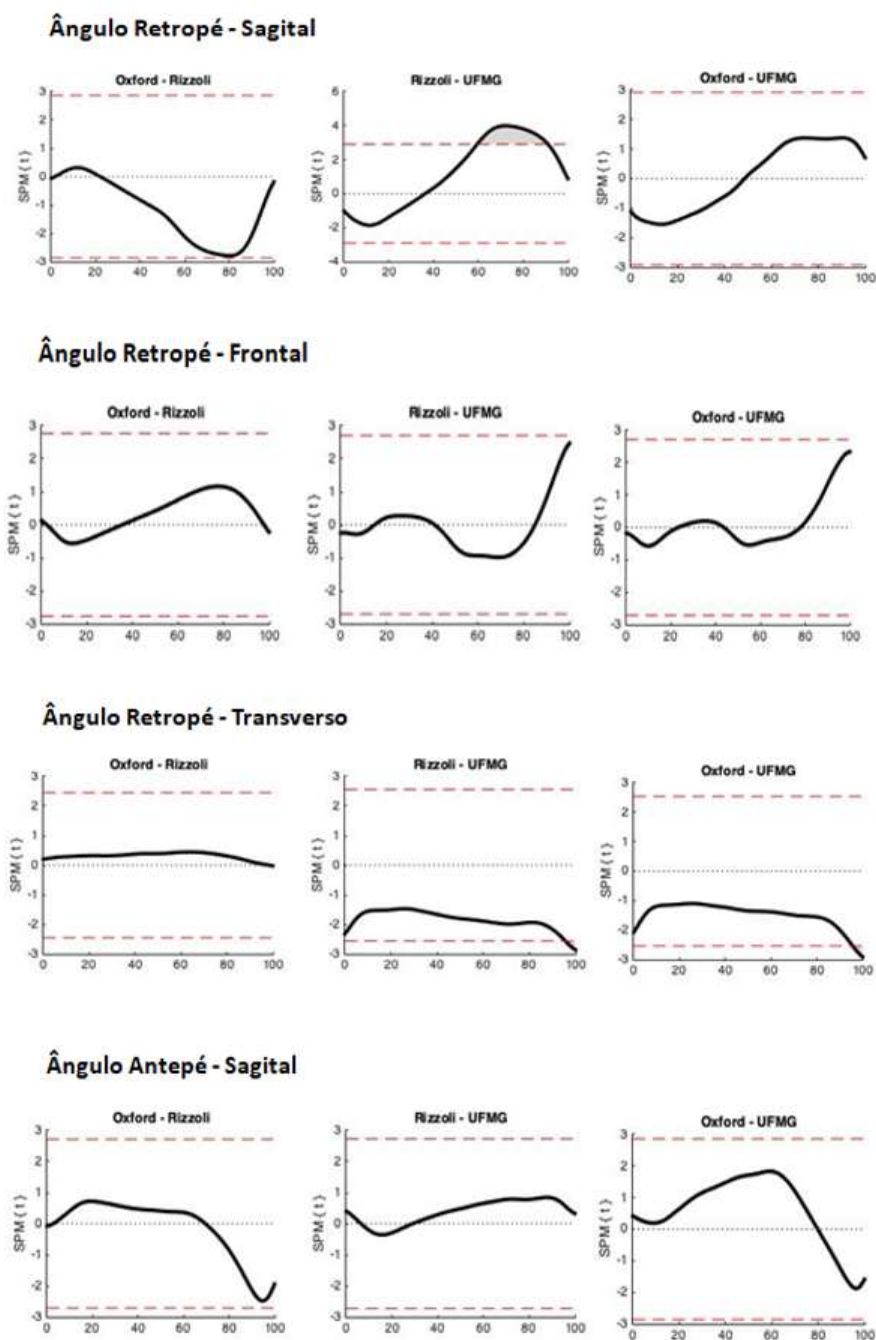
Legenda: Cinemática média dos ângulos articulares e segmentares, obtida pelos modelos durante a marcha.

Figura 3. Análise *post hoc* (SPM testes *t* pareados) para comparação de pares de curvas dos ângulos articulares.



Legenda: Os gráficos representam a análise *post hoc* realizada por meio do SPM teste *t* pareado entre modelos. A presença de diferença ($p < 0,05$) é indicada pela área sombreada (cluster), em que a curva dos valores de *t* ultrapassa o *t* crítico (linha tracejada).

Figura 4. Análise *post hoc* (SPM testes *t* pareados) para comparação de pares de curvas dos ângulos segmentares.



Legenda: Os gráficos representam a análise *post hoc* realizada por meio do SPM teste *t* pareado entre modelos. A presença de diferença ($p < 0,05$) é indicada pela área sombreada (cluster), em que a curva dos valores de *t* ultrapassa o *t* crítico (linha tracejada).

MATERIAL SUPLEMENTAR

Descrição dos três modelos utilizados:

- Retropé do RFM (Leardini *et al.*, 2007): Os marcadores refletivos colocados sobre a parte posterior do calcâneo (marca inferior), o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal foram utilizadas para definição e rastreamento do segmento (marcadores anatômicos e de rastreamento). O eixo pósterio-anterior foi definido pela linha que conecta o calcâneo e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. O eixo látero-medial foi definido pela linha que conecta o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. O eixo ínfero-superior/ínfero-superior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores.

- Retropé do OFM (Carson *et al.*, 2001): Os marcadores refletivos colocados sobre a parte posterior do calcâneo (marca inferior e superior), o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal foram utilizadas para definição e rastreamento do segmento (marcadores anatômicos e de rastreamento), e o marcador fixado em uma haste. O eixo súpero-inferior foi definido pela linha que conecta os marcadores inferior e superior do calcâneo e o plano sagital foi definido a partir destes dois pontos ligados ao ponto médio entre o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. O eixo látero-medial foi criado perpendicular ao plano sagital e o eixo pósterio-anterior perpendicular aos outros dois eixos.

- Retropé do UFMG (Souza *et al.*, 2014): Os marcadores refletivos colocados sobre o sustentáculo do tálus, a tuberosidade peroneal, maléolo medial e maléolo lateral foram utilizadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo ínfero-superior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre os maléolos e o ponto médio entre o sustentáculo do tálus e a tuberosidade peroneal. O eixo látero-medial foi criado utilizando os mínimos quadrados entre os quatro marcadores, de forma que a soma dos quadrados da distância entre os quatro marcadores e o eixo látero-medial é minimizada. O eixo pósterio-anterior foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento do segmento foi realizado por meio de três marcadores

posicionados em um cluster fixado inferiormente à inserção do tendão no calcâneo.

- Antepé do RFM (Leardini *et al.*, 2007): Os marcadores refletivos colocados sobre a base do segundo metatarso e as cabeças do primeiro, segundo e quinto metatarsos foram utilizadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo pósterio-anterior foi definido a partir da ligação dos pontos entre a cabeça e a base do segundo metatarso. O plano transversal foi definido a partir da base do segundo metatarso e das cabeças do primeiro e do quinto metatarsos. O eixo ífero-superior/ífero-superior foi criado em posição ortogonal ao plano transversal e o eixo látero-medial ortogonal aos outros dois eixos criados. Para rastreamento do segmento, foram utilizadas a base do segundo metatarso e as cabeças do primeiro e quinto metatarsos.

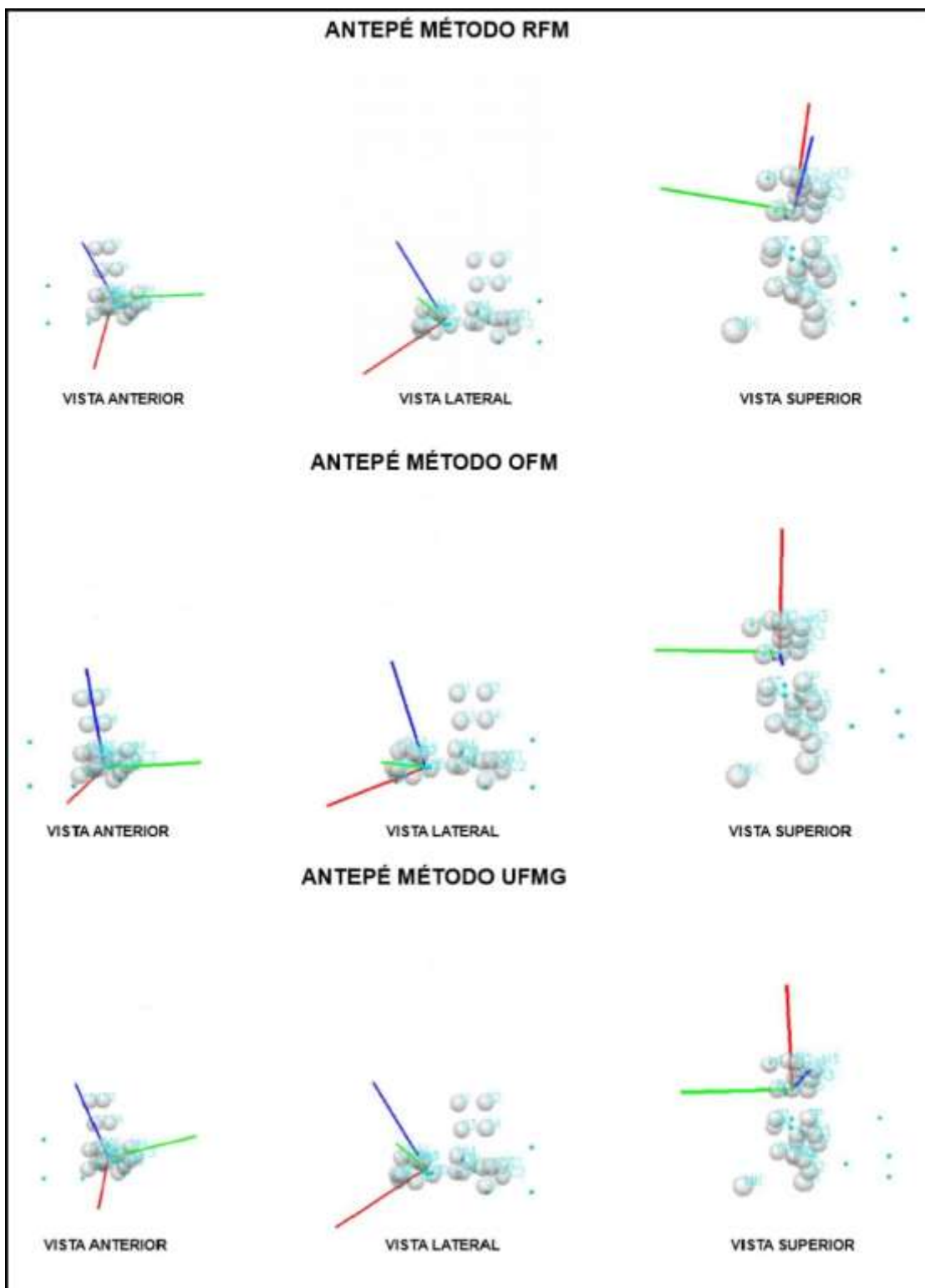
- Antepé do OFM (Carson *et al.*, 2001): Os marcadores refletivos colocados sobre a cabeça do primeiro, entre a segunda e terceira e do quinto metatarsos e a base do primeiro e quinto metatarsos foram usadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O plano transversal do sistema de coordenadas do segmento foi criado a partir dos marcadores posicionados nas cabeças do primeiro e quinto metatarsos e na base do quinto metatarso. O eixo pósterio-anterior foi criado pela linha que une a marca posicionada no espaço entre a cabeça do segundo e terceiro metatarsos e o ponto calculado a um terço da distância entre a base do primeiro e do quinto metatarsos. O eixo ífero-superior/ífero-superior foi criado como ortogonal ao plano transversal e o eixo látero-medial como ortogonal aos outros eixos criados. Para marcadores de rastreamento do segmento, foram utilizadas a base do primeiro e quinto metatarsos e a cabeça do quinto e entre a cabeça do segundo e terceiro metatarsos.

- Antepé do UFMG (Souza *et al.*, 2014): Os marcadores refletivos colocados sobre as cabeças e bases do primeiro e quinto metatarsos foram utilizadas para definição do segmento (marcadores anatômicos). O eixo pósterio-anterior foi determinado pela linha que conecta o ponto médio entre as cabeças e o ponto médio que conecta as bases. O eixo látero-medial foi criado utilizando os mínimos quadrados, de forma que a soma dos quadrados da

distância entre os quatro marcadores e o eixo látero-medial é minimizado. O eixo Z foi criado ortogonal aos dois eixos anteriores. O rastreamento do segmento foi realizado por meio de três marcadores posicionados em um cluster (agrupamento dos marcadores em uma mesma base, que mantém fixo as posições relativas entre esses marcadores) fixado ao aspecto dorsal dos ossos metatarsos

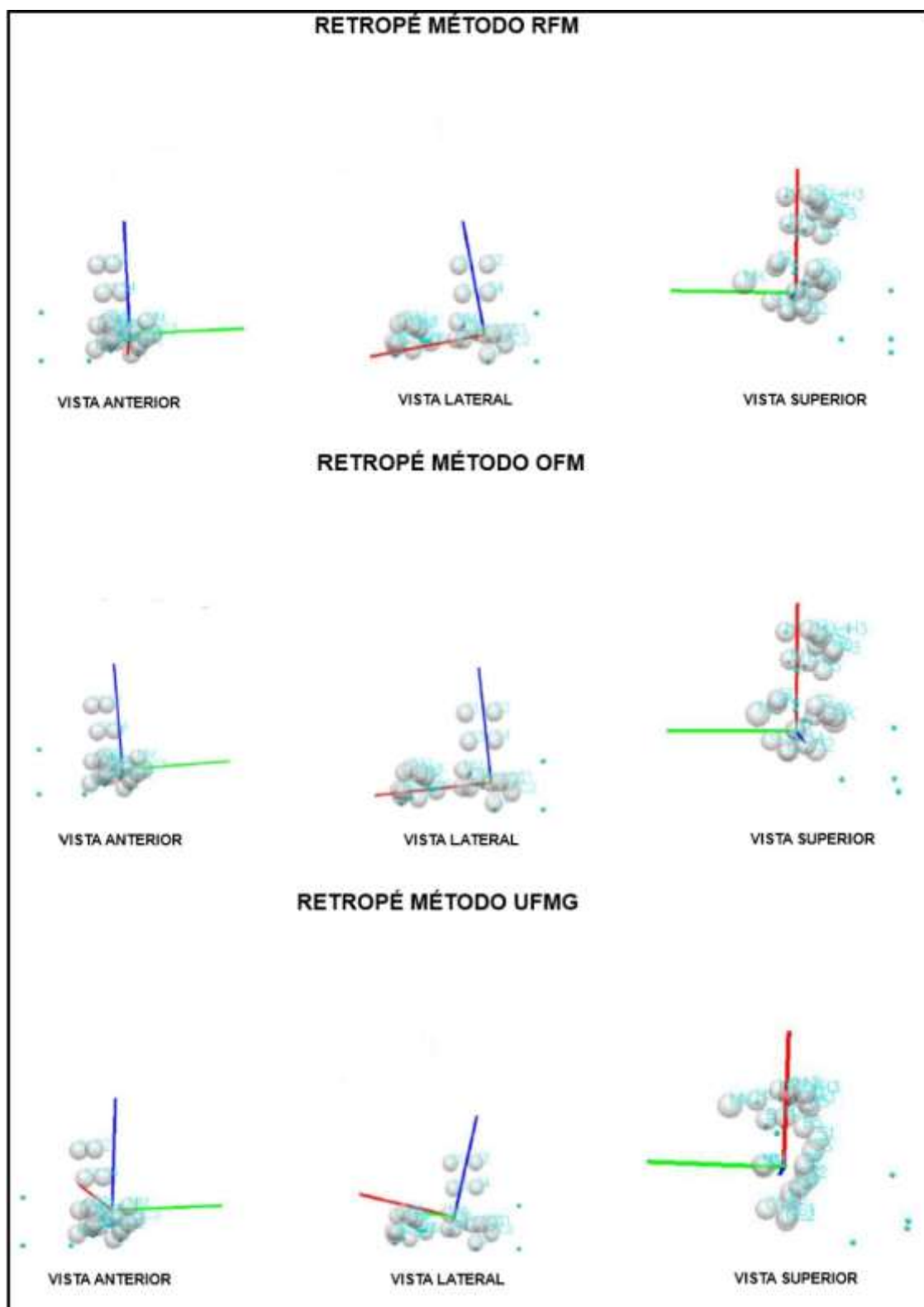
- Perna ISB (Wu *et al.*, 2002): os marcadores refletivos foram colocados nos maléolos medial e lateral e no ponto mais medial do côndilo medial e no ponto mais lateral do côndilo lateral. O eixo pósterio-anterior foi determinado pelos pontos localizados entre os maléolos e um ponto intramaleolar. O eixo supero-inferior foi criado perpendicular ao eixo pósterio-anterior ortogonal a linha que conecta os pontos criados entre os côndilos e entre os maléolos. O eixo látero-medial foi criado perpendicular aos outros dois eixos.

FIGURA S1. Posições dos eixos de rotação dos sistemas de coordenadas (modelo cinemático) do antepé, durante a postura ortostática, de um sujeito.



Legenda: Eixo verde: látero-medial (em torno do qual acontecem as rotações no plano sagital). Eixo vermelho: pósterio-anterior(em torno do qual acontecem as rotações no plano frontal). Eixo azul: ínfero-superior (em torno do qual acontecem as rotações no plano transverso).

FIGURA S2. Posições dos eixos de rotação dos sistemas de coordenadas (modelo cinemático) do retropé, durante a postura ortostática, de um sujeito.

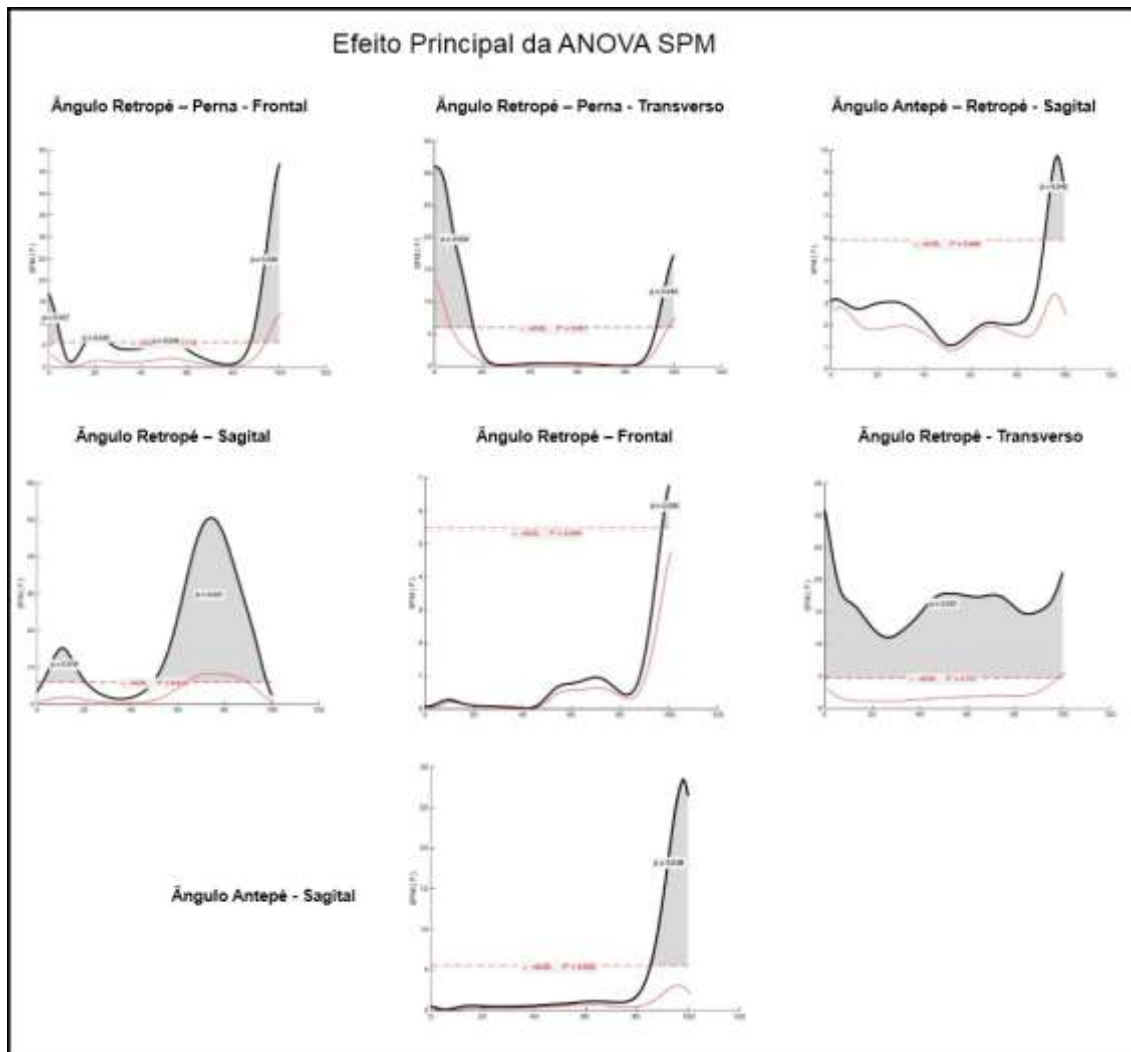


Legenda: Eixo verde: látero-medial (em torno do qual acontecem as rotações no plano sagital). Eixo vermelho: pósterio-anterior (em torno do qual acontecem as rotações no plano frontal). Eixo azul: ínfero-superior (em torno do qual acontecem as rotações no plano transverso).

Tabela S1. Confiabilidade entre repetições das posições angulares entre os modelos na posição ortostática e para a amplitude na marcha e CMC das curvas na marcha.

Ângulo	Plano	Método	CCI POSTURA	CCI AMPLITUDE	CMC CURVAS
Retropé-perna	Frontal	R	0,99 (0,99/0,99)	0,92 (0,77/0,97)	0,90 (0,05)
		O	0,99 (0,99/0,99)	0,93 (0,79/0,97)	0,91 (0,05)
		U	0,99 (0,97/0,99)	0,84 (0,49/0,94)	0,91 (0,05)
	Transverso	R	0,99 (0,98/0,99)	0,95(0,85/0,98)	0,89 (0,06)
		O	0,87 (0,62/0,95)	0,89(0,66/0,96)	0,90 (0,06)
		U	0,99 (0,98/0,99)	0,86(0,60/0,95)	0,78 (0,19)
Antepé- Retropé	Sagital	R	0,67 (0,01/0,89)	0,97(0,89/0,91)	0,95 (0,03)
		O	0,99 (0,98/0,99)	0,91(0,74/0,97)	0,96 (0,02)
		U	0,96 (0,88/0,98)	0,75(0,19/0,92)	0,82 (0,16)
Retropé	Sagital	R	0,99 (0,99/0,99)	0,79(0,32/0,93)	0,99 (0,01)
		O	0,99 (0,99/0,99)	0,93(0,80/0,98)	0,99 (0,01)
		U	0,99 (0,99/1,00)	0,72(0,50/0,89)	0,98 (0,01)
	Frontal	R	0,78 (0,33/0,92)	0,84(0,58/0,94)	0,71 (0,16)
		O	0,99 (0,98/0,99)	0,95(0,86/0,98)	0,74 (0,14)
		U	0,98 (0,96/0,99)	0,91(0,73/0,97)	0,80 (0,10)
	Transverso	R	0,98 (0,96/0,99)	0,90(0,70/0,97)	0,47 (0,23)
		O	0,98 (0,95/0,99)	0,90(0,71/0,97)	0,51 (0,20)
		U	0,98 (0,95/0,99)	0,90(0,70/0,96)	0,52 (0,22)
Antepé	Sagital	R	0,98(0,93/0,99)	0,92(0,77/0,97)	0,98 (0,01)
		O	0,98(0,95/0,99)	0,79(0,20/0,87)	0,98 (0,01)
		U	0,80(0,76/0,96)	0,79(0,30/0,92)	0,97 (0,01)

Valores de CCI na posição Ortostática e para a amplitude na marcha e CMC das curvas da marcha para os planos sagital, frontal e transverso. As siglas R (Rizzoli foot model), O (Oxford foot model) e U (UFMG) representam os modelos. No CCI temos o valor do coeficiente e entre parênteses o intervalo de confiança de 95%. No CMC temos a média e o DP entre parênteses.

FIGURA S3. Efeito Principal da ANOVA SPM para os ângulos

Legenda: Os gráficos indicam a análise do efeito principal da SPM ANOVA. Nesses gráficos, a presença de efeito principal significativo é indicada pela área sombreada acima do F crítico (linha tracejada). A realização de análises SPM post hoc, quando um efeito principal é significativo, não depende da localização do efeito principal nas curvas (De Ridder et al., 2015; Dingenen et al., 2015; Robinson et al., 2015; Obst et al., 2017).

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, V. L. et al. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 44, p. 28-35, May 2017.

BAUDET, A. et al. Cross-talk correction method for knee kinematics in gait analysis using principal component analysis (PCA): a new proposal. **PLoS One**, v. 9, n. 7, p. e102098, 2014.

BISHOP, C.; PAUL, G.; THEWLIS, D. Recommendations for the reporting of foot and ankle models. **J Biomech**, v. 45, n. 13, p. 2185-94, Aug 2012.

BULDT, A. K. et al. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. **Gait Posture**, v. 38, n. 3, p. 363-72, Jul 2013.

CARSON, M. C. et al. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. **J Biomech**, v. 34, n. 10, p. 1299-307, Oct 2001.

CRUZ, A. C. et al. Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. **Hindawi**, v. 2019, p. 12, 2019.

DE RIDDER, R. et al. Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 30, n. 6, p. 585-92, Jul 2015.

DESCHAMPS, K. et al. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. **Gait Posture**, v. 33, n. 3, p. 338-49, Mar 2011.

DINGENEN, B. et al. Can two-dimensional measured peak sagittal plane excursions during drop vertical jumps help identify three-dimensional measured joint moments? **Knee**, v. 22, n. 2, p. 73-9, Mar 2015.

FAUL, F. et al. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods**, v. 39, n. 2, p. 175-91, May 2007.

GAROFALO, P. et al. Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 5, p. 475-86, May 2009.

GHOUSSAYNI, S. et al. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait Posture**, v. 20, n. 3, p. 266-72, Dec 2004.

KORPELAINEN, R. et al. Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 3, p. 304-10, 2001 May-Jun 2001.

LEARDINI, A. et al. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 8, p. 528-36, Oct 1999.

_____. **Multi-segment foot models and their use in clinical populations** Gait & Posture 2019.

LEVINGER, P. et al. Relationship between foot function and medial knee joint loading in people with medial compartment knee osteoarthritis. **J Foot Ankle Res**, v. 6, n. 1, p. 33, Aug 2013.

LOUW, M.; DEARY, C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners - A systematic review of the literature. **Phys Ther Sport**, v. 15, n. 1, p. 64-75, Feb 2014.

MAHARAJ, J. N.; CRESSWELL, A. G.; LICHTWARK, G. A. Foot structure is significantly associated to subtalar joint kinetics and mechanical energetics. **Gait Posture**, v. 58, p. 159-165, 10 2017.

MAILLEUX, L. et al. Clinical assessment and three-dimensional movement analysis: An integrated approach for upper limb evaluation in children with unilateral cerebral palsy. **PLoS One**, v. 12, n. 7, p. e0180196, 2017.

MENZ, H. B. et al. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology (Oxford)**, v. 52, n. 12, p. 2275-82, Dec 2013.

NEAL, B. S. et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **J Foot Ankle Res**, v. 7, n. 1, p. 55, 2014.

NESTER, C. J.; HUTCHINS, S.; BOWKER, P. Shank rotation: A measure of rearfoot motion during normal walking. **Foot Ankle Int**, v. 21, n. 7, p. 578-83, Jul 2000.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. . Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NIEUWENHUYS, A. et al. Statistical Parametric Mapping to Identify Differences between Consensus-Based Joint Patterns during Gait in Children with Cerebral Palsy. **PLoS One**, v. 12, n. 1, p. e0169834, 2017.

O'LEARY, C. B. et al. A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 26, n. 2, p. 117-23, 2013.

OBST, S. J. et al. Quantitative 3-D Ultrasound of the Medial Gastrocnemius Muscle in Children with Unilateral Spastic Cerebral Palsy. **Ultrasound Med Biol**, v. 43, n. 12, p. 2814-2823, 12 2017.

- PATAKY, T. C. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. **J Biomech**, v. 43, n. 10, p. 1976-82, Jul 2010.
- PINTO, R. Z. et al. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. **Man Ther**, v. 13, n. 6, p. 513-9, Dec 2008.
- PORTINARO, N. et al. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: application to kinematics of feet in teenagers. **J Foot Ankle Res**, v. 7, n. 1, p. 754, 2014.
- PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. Pearson/Prentice Hall, 2009.
- RANKINE, L. et al. Multisegmental foot modeling: a review. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 36, n. 2-3, p. 127-81, 2008.
- ROBERTSON, D. G. E. et al. **Research Methods in Biomechanics**. 2º Ed. 2014.
- ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; PATAKY, T. C. Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 25, n. 1, p. 14-9, Feb 2015.
- ROTHBART, B. A.; ESTABROOK, L. Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 11, n. 5, p. 373-9, Oct 1988.
- SCHALLIG, W. et al. **O 080 - Kinematic comparison of the Oxford Foot Model and Rizzoli Foot Model during voluntary equinus and crouch gait in healthy adults** Gait & Posture: 164-165 p. 2018.
- SOUZA, T. R. et al. Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 104, n. 6, p. 601-9, Nov 2014.
- _____. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Man Ther**, v. 19, n. 5, p. 379-85, Oct 2014.
- _____. **Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas – Revisão de Literatura**. São Paulo: Fisioterapia e Pesquisa. 18: 92-8 p. 2011.
- _____. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 7, p. 745-8, Aug 2010.

_____. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 99, n. 6, p. 503-11, 2009 Nov-Dec 2009.

WINTER; A., D. **Biomechanics and motor control of human movement**. Fourth Edition. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 2009.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **J Biomech**, v. 35, n. 4, p. 543-8, Apr 2002.

3 CONSIDERAÇÕES FINAS

O desenvolvimento deste estudo acrescentou informações relevantes ao corpo de conhecimento para auxiliar na compreensão de modelos cinemáticos multissegmentares do pé. Cada um dos modelos cinemáticos investigados, para o estudo do complexo tornozelo-pé, determina e rastreia os segmentos retropé e antepé de forma distinta. Na literatura, não está claro se, devido a essas diferenças, os modelos capturam posições e movimentos de complexos articulares com diferentes padrões e magnitudes, o que acaba trazendo dificuldades na consideração de achados de estudos que usaram modelos diferentes e na escolha metodológica de um deles, para fins de pesquisa.

Os resultados mostram diferenças entre os três modelos, as quais podemos tentar justificar pelas diferentes definições dos eixos dos sistemas de coordenadas segmentares e diferentes métodos de rastreamento. Não existe um consenso objetivo sobre qual método seria mais recomendado, uma vez que não foram encontrados estudos de validade dos modelos e que sua escolha é influenciada pelo modelo teórico anatômico/cinesiológico assumido ou por evidências anteriores usadas por um pesquisador. Ainda assim, é importante entender as diferenças entre a postura e os movimentos que cada modelo captura, para auxiliar nessa escolha. Podemos sugerir que o modelo a ser usado em um estudo seja aquele que tenha sido usado em estudos anteriores, cujos dados servirão de referência para possíveis comparações. Portanto, os resultados deste estudo podem auxiliar pesquisadores a escolher o método cinemático a ser empregado em futuros estudos.

REFERÊNCIAS

ARAÚJO, V. L. *et al.* Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 44, p. 28-35, May 2017. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28315596> >.

BAUDET, A. *et al.* Cross-talk correction method for knee kinematics in gait analysis using principal component analysis (PCA): a new proposal. **PLoS One**, v. 9, n. 7, p. e102098, 2014. ISSN 1932-6203. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25003974> >.

BECKER, J. *et al.* Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. **Am J Sports Med**, v. 45, n. 11, p. 2614-2621, Sep 2017. ISSN 1552-3365. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28581815> >.

BISHOP, C.; PAUL, G.; THEWLIS, D. Recommendations for the reporting of foot and ankle models. **J Biomech**, v. 45, n. 13, p. 2185-94, Aug 2012. ISSN 1873-2380. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22832021> >.

BULDT, A. K. *et al.* The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. **Gait Posture**, v. 38, n. 3, p. 363-72, Jul 2013. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23391750> >.

CARSON, M. C. *et al.* Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. **J Biomech**, v. 34, n. 10, p. 1299-307, Oct 2001. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11522309> >.

CHINO, K.; TAKAHASHI, H. The association of muscle and tendon elasticity with passive joint stiffness: In vivo measurements using ultrasound shear wave elastography. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 30, n. 10, p. 1230-5, Dec 2015. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26296832> >.

CRUZ, A. C. *et al.* Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. **Hindawi**, v. 2019, p. 12, 2019.

DE RIDDER, R. *et al.* Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 30, n. 6, p. 585-92, Jul 2015. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25887076> >.

DESCHAMPS, K. *et al.* Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. **Gait Posture**, v. 33, n. 3, p. 338-49, Mar 2011. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21251834> >.

DINGENEN, B. *et al.* Can two-dimensional measured peak sagittal plane excursions during drop vertical jumps help identify three-dimensional measured joint moments? **Knee**, v. 22, n. 2, p. 73-9, Mar 2015. ISSN 1873-5800. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25575747> >.

DONATELLI, R. A. Normal biomechanics of the foot and ankle. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 7, n. 3, p. 91-5, 1985. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18802279> >.

FAUL, F. *et al.* G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods**, v. 39, n. 2, p. 175-91, May 2007. ISSN 1554-351X. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17695343> >.

GAROFALO, P. *et al.* Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 5, p. 475-86, May 2009. ISSN 1741-0444. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19221823> >.

GHOUSSAYNI, S. *et al.* Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. **Gait Posture**, v. 20, n. 3, p. 266-72, Dec 2004. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15531173> >.

GOMES, R. B. O. *et al.* Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. **Gait Posture**, v. 70, p. 20-23, 05 2019. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30780086> >.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. **J Biomech Eng**, v. 105, n. 2, p. 136-44, May 1983. ISSN 0148-0731. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6865355> >.

GROSS, K. D. *et al.* Varus foot alignment and hip conditions in older adults. **Arthritis Rheum**, v. 56, n. 9, p. 2993-8, Sep 2007. ISSN 0004-3591. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17763430> >.

KORPELAINEN, R. *et al.* Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 3, p. 304-10, 2001 May-Jun 2001. ISSN 0363-5465. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11394600> >.

LEARDINI, A. *et al.* Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 453-62, Mar 2007. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16965916> >.

_____. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 8, p. 528-36, Oct 1999. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10521637> >.

_____. **Multi-segment foot models and their use in clinical populations** *Gait & Posture* 2019.

LEVINGER, P. *et al.* Relationship between foot function and medial knee joint loading in people with medial compartment knee osteoarthritis. **J Foot Ankle Res**, v. 6, n. 1, p. 33, Aug 2013. ISSN 1757-1146. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23927830> >.

LOUW, M.; DEARY, C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners - A systematic review of the literature. **Phys Ther Sport**, v. 15, n. 1, p. 64-75, Feb 2014. ISSN 1873-1600. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23954385> >.

LUNDGREN, P. *et al.* Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. **Gait Posture**, v. 28, n. 1, p. 93-100, Jul 2008. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18096389> >.

MACWILLIAMS, B. A.; DAVIS, R. B. Addressing some misperceptions of the joint coordinate system. **J Biomech Eng**, v. 135, n. 5, p. 54506, May 2013. ISSN 1528-8951. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24231967> >.

MAHARAJ, J. N.; CRESSWELL, A. G.; LICHTWARK, G. A. Foot structure is significantly associated to subtalar joint kinetics and mechanical energetics. **Gait Posture**, v. 58, p. 159-165, 10 2017. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28783556> >.

MAILLEUX, L. *et al.* Clinical assessment and three-dimensional movement analysis: An integrated approach for upper limb evaluation in children with unilateral cerebral palsy. **PLoS One**, v. 12, n. 7, p. e0180196, 2017. ISSN

1932-6203. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28671953> >.

MCPOIL, T. G.; KNECHT, H. G. Biomechanics of the foot in walking: a function approach. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 7, n. 2, p. 69-72, 1985. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18802288> >.

MENZ, H. B. *et al.* Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. **Rheumatology (Oxford)**, v. 52, n. 12, p. 2275-82, Dec 2013. ISSN 1462-0332. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24049103> >.

MICHAUD; C., T. **Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993. 249.

MICHAUD, T. C. **Human Locomotion: the conservative management of gait-related disorders**. 1. CreateSpace Independent Publishing Platform, 2011. 426 ISBN 1979528799.

MONAGHAN, G. M. *et al.* Forefoot angle at initial contact determines the amplitude of forefoot and rearfoot eversion during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 29, n. 8, p. 936-42, Sep 2014. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25001326> >.

_____. Forefoot angle determines duration and amplitude of pronation during walking. **Gait Posture**, v. 38, n. 1, p. 8-13, May 2013. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23117096> >.

NEAL, B. S. *et al.* Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. **J Foot Ankle Res**, v. 7, n. 1, p. 55, 2014. ISSN 1757-1146. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25558288> >.

NESTER, C. J.; HUTCHINS, S.; BOWKER, P. Shank rotation: A measure of rearfoot motion during normal walking. **Foot Ankle Int**, v. 21, n. 7, p. 578-83, Jul 2000. ISSN 1071-1007. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10919624> >.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NIEUWENHUYS, A. *et al.* Statistical Parametric Mapping to Identify Differences between Consensus-Based Joint Patterns during Gait in Children

with Cerebral Palsy. **PLoS One**, v. 12, n. 1, p. e0169834, 2017. ISSN 1932-6203. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28081229> >.

O'LEARY, C. B. *et al.* A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 26, n. 2, p. 117-23, 2013. ISSN 1878-6324. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23640312> >.

OBST, S. J. *et al.* Quantitative 3-D Ultrasound of the Medial Gastrocnemius Muscle in Children with Unilateral Spastic Cerebral Palsy. **Ultrasound Med Biol**, v. 43, n. 12, p. 2814-2823, 12 2017. ISSN 1879-291X. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28967503> >.

PATAKY, T. C. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. **J Biomech**, v. 43, n. 10, p. 1976-82, Jul 2010. ISSN 1873-2380. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20434726> >.

PERRY, J. **Análise de Marcha: Marcha Normal**. Barueri, SP: 2005. ISBN 85-204-1397-8.

PINTO, R. Z. *et al.* Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. **Man Ther**, v. 13, n. 6, p. 513-9, Dec 2008. ISSN 1532-2769. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17910932> >.

PORTINARO, N. *et al.* Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: application to kinematics of feet in teenagers. **J Foot Ankle Res**, v. 7, n. 1, p. 754, 2014. ISSN 1757-1146. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25558289> >.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. Pearson/Prentice Hall, 2009. ISBN 9780131716407. Disponível em: < <https://books.google.com.br/books?id=apNJPgAACAAJ> >.

POWERS, C. M. *et al.* Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 42, n. 6, p. A1-54, Jun 2012. ISSN 1938-1344. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22660660> >.

RANKINE, L. *et al.* Multisegmental foot modeling: a review. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 36, n. 2-3, p. 127-81, 2008. ISSN 0278-940X. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19740070> >.

RESENDE, R. *et al.* Forefoot midsole stiffness affects forefoot and rearfoot kinematics during the stance phase of gait. **American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 2, p. 183-190, 2014.

RESENDE, R. A. *et al.* Ipsilateral and contralateral foot pronation affect lower limb and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 34, p. 30-7, 05 2016. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27060435> >.

ROBERTSON, D. G. E. *et al.* **Research Methods in Biomechanics**. 2 ed. 2014.

ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; PATAKY, T. C. Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 25, n. 1, p. 14-9, Feb 2015. ISSN 1873-5711. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25465983> >.

ROCKAR, P. A. The subtalar joint: anatomy and joint motion. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 21, n. 6, p. 361-72, Jun 1995. ISSN 0190-6011. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7655480> >.

ROOT *et al.* **Normal and abnormal function of the foot: Clinical Biomechanics**. Los Angeles: *Physical Therapy*, 1977.

ROTHBART, B. A.; ESTABROOK, L. Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 11, n. 5, p. 373-9, Oct 1988. ISSN 0161-4754. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2976805> >.

SHARMA, J. *et al.* Biomechanical and lifestyle risk factors for medial tibia stress syndrome in army recruits: a prospective study. **Gait Posture**, v. 33, n. 3, p. 361-5, Mar 2011. ISSN 1879-2219. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21247766> >.

SOUZA, T. R. *et al.* Between-day reliability of a cluster-based method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 104, n. 6, p. 601-9, Nov 2014. ISSN 1930-8264. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25514272> >.

_____. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Man Ther**, v. 19, n. 5, p. 379-85, Oct 2014. ISSN 1532-2769. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24268425> >.

_____. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 7, p. 745-8, Aug 2010. ISSN 1879-1271. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20621756> >.

_____. Late rearfoot eversion and lower-limb internal rotation caused by changes in the interaction between forefoot and support surface. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 99, n. 6, p. 503-11, 2009 Nov-Dec 2009. ISSN 1930-8264. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19917736> >.

SOUZA, T. R. D. *et al.* Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas – Revisão de Literatura. São Paulo: **Fisioterapia e Pesquisa**, v.18, p.92-8 p. 2011.

TIBERIO, D. Pathomechanics of structural foot deformities. **Phys Ther**, v. 68, n. 12, p. 1840-9, Dec 1988. ISSN 0031-9023. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3194451> >.

VAUGHAN, C. L. *et al.* **Dynamics of human Gait** . . 2. ed. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S.; HAMILL, J. Arch structure and injury patterns in runners. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 16, n. 4, p. 341-7, May 2001. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11358622> >.

WINTER; A., D. **Biomechanics and motor control of human movement**. Fourth Edition. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 2009. 367 ISBN 978-0-470-39818-0.

WU, G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **J Biomech**, v. 35, n. 4, p. 543-8, Apr 2002. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934426> >.

APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES MODELOS CINEMÁTICOS MULTISEGMENTARES DO PÉ

Investigador Principal: Breno Gonçalves Teixeira

Orientador: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Co-Orientadora: Dra. Vanessa Lara de Araújo

Primeiramente gostaríamos de convidá-lo para participar do estudo e também de agradecer por seu interesse. O nosso objetivo é investigar as diferenças nos ângulos segmentares e articulares de quatro modelos para avaliação do antepé e do retropé durante a postura ortostática e em movimentos de pronação e supinação. Essa informação poderá facilitar e otimizar a escolha de um método específico, para a pesquisa.

Procedimentos: A coleta será realizada no Laboratório de Análise de Movimento (LAM) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os dados coletados durante a postura ortostática e durante os movimentos de pronação e supinação do pé serão registradas por meio de um sistema opto-eletrônico (8 câmeras Qualisys ProReflex, Suécia), sua massa corporal e a altura serão medidas utilizando-se uma balança digital com estadiômetro (Personal 10448, Filizola, Brasil). Logo depois, marcadores refletivos passivos (“bolinhas reflexivas”) de 8 mm de diâmetro serão fixados na perna e pé esquerdo com fita adesiva dupla-face reforçada por fita micropore. Colocaremos marcadores passivos em algumas referências anatômicas. Depois, serão realizadas três coletas com o voluntário estático em ortostatismo, com duração de cinco segundos cada. Após a coleta estática, serão retirados os marcadores passivos anatômicos. Em seguida, uma coleta de 20 ciclos de movimentos de pronação e supinação será realizada. Você será orientado a realizar esses movimentos até o máximo da amplitude disponível sem retirar os primeiros e quinto dedos do chão. Todo este procedimento terá duração aproximada de 60 minutos. Você não poderá realizar o teste se tiver alguma dor ou incômodo durante a realização da coleta. Caso haja desconforto ou dor, a coleta será interrompida. Os seus dados serão armazenados por 1 ano após o fim das coletas.

Rubrica do Voluntário

Rubrica do Pesquisador

Riscos e desconfortos: Os testes apresentam o risco de, durante a palpação das proeminências ósseas, o participante sentir algum desconforto ou dor leve durante a coleta.

Benefícios esperados: Não são esperados benefícios diretos para você em decorrência da participação no estudo. Entretanto, os resultados desse estudo irão acrescentar ao conhecimento científico e, assim, ajudar profissionais que trabalham com a avaliação fisioterápica.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para se recusar a participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores.

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com o pesquisador (Breno), por meio do telefone 99527-7637 ou com o orientador do projeto (Prof. Thales) através do email: thalesrsouza@gmail.com. O COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG deverá ser consultado somente em caso de dúvidas de ordem ética.

Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo. Você receberá uma via assinada do presente documento.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que li e entendi toda a informação acima, e recebi uma via deste termo de consentimento livre e esclarecido. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Breno Gonçalves Teixeira – Pesquisador	Data
_____	_____
Prof. Dr. Thales Rezende de Souza – Orientador	Data
_____	_____
Dra. Vanessa Lara de Araújo – Co-orientadora	Data

Contatos:**COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG**

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º Andar – Sala 2005 –
CEP 31270-901- Belo Horizonte – MG/ Telefax: (31) 3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br

Breno Gonçalves Teixeira (Pesquisador)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia

Telefone: (31) 99527-7637 Fax: (31) 3409-4783

E-mail: breno.gteixeira@gmail.com

Thales Rezende Souza (Professor Orientador)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia

Telefone: (31) 3409-4783 e 4781-7407 Fax: (31) 3409-4783

E-mail: thalesrsouza@gmail.com

Vanessa Lara de Araújo (Co-orientadora)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia

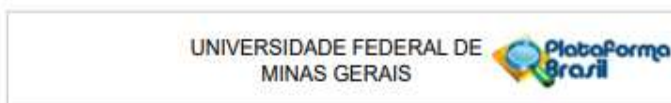
Telefone: (31) 99727-8285 Fax: (31) 3409-4783

E-mail: laraujo.vanessa@gmail.com

Rubrica do Voluntário

Rubrica do Pesquisador

ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES MÉTODOS CINEMÁTICOS MULTISEGMENTARES DO PÉ

Pesquisador: Thales Rezende de Souza

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 82117817.1.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.810.437

Apresentação do Projeto:

O objetivo deste estudo será investigar as diferenças entre os métodos cinemáticos para avaliação do antepé e do retropé propostos por Bruening, Leardini, Oxford e Souza durante a postura ortostática e movimento de pronação/supinação em ortostatismo. O presente projeto, que será realizado no Laboratório de Análise de Movimento (LAM), registrará a cinemática durante a postura ortostática e movimento de pronação/supinação por meio de um sistema opto-eletrônico (8 câmeras Qualisys ProReflex, Suécia) com uma taxa de aquisição de 120Hz. Os dados cinemáticos serão processados usando o software Visual 3D (C-Motion Inc, Estados Unidos) sendo interpolados e, depois, filtrados com um filtro passa-baixa com frequência de corte de 1 Hz. A seguir, os métodos cinemáticos do antepé e retropé serão implementados. Serão obtidos ângulos segmentares (antepé e retropé) e articulares (antepé-retropé) nos planos sagital, frontal e transversal. Será calculada a média dos três ângulos obtidos durante a postura ortostática e uma média das três coletas irá ser realizada para cada sujeito. Além disso, para a coleta de pronação-supinação, os três ângulos obtidos no máximo de pronação e no máximo de supinação, bem como a amplitude de movimento (ADM) serão extraídos. Em seguida, uma média das 20 repetições do movimento de pronação-supinação será calculada para cada sujeito. Coeficientes de correlação intraclass (CCI) serão calculados para determinar a confiabilidade entre repetições. Análises de Variância (ANOVA) de medidas repetidas serão realizadas para investigar diferenças entre os métodos, para cada

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2ª Adm 31205
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.275-001
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3429-4592 **E-mail:** ceap@pppq.ufmg.br

ANEXO 2 – Aprovação do Departamento

UFMG

EEFFTD
ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA, FISIOTERAPIA E
TERAPIA OCUPACIONAL

Belo Horizonte, 16 de agosto de 2017.

RELATO

Interessados: Prof. Dr. Thales Rezende de Souza

Histórico: Comparação entre diferentes métodos cinemáticos multisegmentares do pé.

Mérito: O referido projeto será o objeto de estudo do aluno Breno Gonçalves Teixeira no PPGCR, é co-orientado pela Profa. Dra. Vanessa Lara Araújo e prevê tem como objetivo geral "Investigar as diferenças nos ângulos segmentares e articulares de quatro métodos para avaliação do antepé e do retopé durante a postura ortostática e em movimentos de pronação e supinação em ortostatismo". A introdução mostra a evolução dos estudos na área e faz uma justificativa do estudo. A metodologia do projeto está bem escrita e obedece todos os princípios éticos exigidos para a realização de uma pesquisa científica. O projeto apresenta ainda descrição detalhada da análise estatística, do cronograma e do orçamento. As referências bibliográficas e o TCLE, também foram apresentados de forma adequadas.

Parecer: Considerando o disposto acima e a relevância do estudo, sou S.M.J., favorável à aprovação do projeto de pesquisa.



Prof. Dr. Marcelo Velloso

S. R. Coimbra
Prof. Sérgio R. Coimbra Pimenta, PhD
Secretário do Departamento de Fisioterapia
EEFFTD/UFMG - Insc.: 02782-8
Aprovado em Reunião de Câmara
do Departamento de Fisioterapia
realizada em 16/08/2017

Mini-Currículo

Identificação

Nome Breno Gonçalves Teixeira

Nome em citações bibliográficas TEIXEIRA, B. G.

Endereço para acessar este CV: <http://lattes.cnpq.br/0844434094891842>

Mestrando e representante discente do colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Graduado em Fisioterapia (2017). Tem experiência na área de Fisioterapia, com ênfase em ortopedia e biomecânica clínica.

Formação acadêmica/titulação

2017 – Atual Mestrado em andamento em Ciências da Reabilitação (Conceito CAPES 6).

Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil. Orientador: Thales Rezende de Souza.

Coorientadores: Vanessa Lara de Araújo e Thiago R. Teles dos Santos.

Bolsista da: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, CAPES, Brasil.

2012 - 2017 Graduação em Fisioterapia.

Universidade Federal de Minas Gerais, UFMG, Brasil.

Título: COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS CINEMÁTICOS MULTISEGMENTARES DO PÉ.

Orientador: Thales Rezende de Souza.

Bolsista da: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, FAPEMIG, Brasil.

Formação Complementar

2017 - 2018 Programa de Atualização em Fisioterapia (Profisio). (Carga horária: 190h).

Associação Brasileira de Fisioterapia Traumato-Ort, ABRAFITO, Brasil.

2017 - 2017 Recent Advances in Applied Biomechanics. (Carga horária: 15h).

Escola de Educação Física, Fisioterapia e TO-UFMG, EEFETO, Brasil.

2016 - 2016 Pilates Completo. (Carga horária: 154h).

Stúdio Rafa Garcia, SRG, Brasil.

2015 - 2016 Programa de Atualização em Fisioterapia Esportiva e Traumatologia ortopédica. (Carga horária: 190h).

SOCIEDADE NACIONAL DE FISIOTERAPIA ESPORTIVA, SONAFE, Brasil.

Atuação Profissional

Vínculo institucional

2017 - Atual Vínculo: Bolsista, Enquadramento Funcional: Mestrando, Regime: Dedicção exclusiva.

Vínculo institucional

2017 - 2019 Vínculo: Representante Discente, Enquadramento Funcional: Suplente, Regime: Dedicção exclusiva.

Representante Discente Suplente do Colegiado de Pós Graduação do Departamento de Fisioterapia da UFMG.

Vínculo institucional

2016 - 2017 Vínculo: Bolsista, Enquadramento Funcional: Iniciação Científica, Carga horária: 20

Atividades

08/2017 - 07/2018 Estágios, Escola de Educação Física, Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Estágio realizado: Recursos II e Clínica 1.

Vínculo institucional

2019 - Atual Vínculo: Professor Visitante, Enquadramento Funcional: Preceptor de Estágio, Carga horária: 15

Faculdade Pitágoras - Matriz, PITÁGORAS, Brasil.

Prêmios e títulos

2016 Relevância Acadêmica, Universidade Federal de Minas Gerais.

Produções

Resumos publicados em anais de congressos

1. CRUZ, A. C. ; **TEIXEIRA, B. G.** ; FONSECA, S. T. ; ARAUJO, V. L. ; SOUZA, T.R. . Efeitos do Fortalecimento Muscular do Quadril e Tronco sobre a Cinemática da Pelve e do Quadril na Marcha Considerando a Influência do Alinhamento do Complexo Tornozelo-Pé. In: VIII Seminário Mineiro de Comportamento Motor, 2017, Belo Horizonte. Efeitos do Fortalecimento Muscular do Quadril e Tronco sobre a Cinemática da Pelve e do Quadril na Marcha Considerando a Influência do Alinhamento do Complexo Tornozelo-Pé.

California State University, F: Brazilian Journal of Motor Behavior, 2017. v. 11. p. 22-22.

Apresentações de Trabalho

1. TEIXEIRA, B. G.; CARVALHO, D. S. ; OCARINO, J. M. ; CRUZ, A. C. ; BARSANTE, L. D. ; FONSECA, S. T. ; SOUZA, T.R. ANÁLISE CINÉTICA: PARTICIPAÇÃO DO TRONCO NA MECÂNICA DO QUADRIL/COXA DURANTE O CHUTE DO FUTEBOL. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

2. TEIXEIRA, B. G.; ARAUJO, V. L. ; MARQUES, L. ; MAGALHAES, F. A. ; FONSECA, S. T. ; SOUZA, T.R. . COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS CINEMÁTICOS MULTISEGMENTARES DO PÉ ? RESULTADOS PRELIMINARES. 2017. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

3. Cruz, A.C. ; TEIXEIRA, B. G. ; FONSECA, S. T. ; ARAUJO, V. L. ; SOUZA, T.R. . Efeitos do Fortalecimento Muscular do Quadril e Tronco sobre a Cinemática da Pelve e do Quadril na Marcha Considerando a Influência do Alinhamento do Complexo Tornozelo-Pé. 2017. (Apresentação de Trabalho/Seminário).

4. GOMES, R. B. ; MAGALHAES, F. A. ; ARAUJO, V. L. ; SOUZA, T.R. ; **TEIXEIRA, B. G. ;** MIRANDA, C. ; FONSECA, S. T. Comparação entre três configurações de rastreamento dos movimentos do antepé durante a pronação e supinação do pé em ortostatismo.. 2016. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

5. TEIXEIRA, B. G.; SOUZA, T.R. ; ARAUJO, V. L. ; MAGALHAES, F. A. ; ROCHA, K. M. M. ; FREITAS, F. C. ; GOMES, R. B. ; FONSECA, S. T. . ESTIMATIVA DO FLUXO DE ENERGIA NO RETROPÉ NO PLANO FRONTAL DURANTE A MARCHA. 2016. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

6. TEIXEIRA, B. G.; ARAUJO, V. L. ; MARQUES, L. ; MAGALHAES, F. A. ; FONSECA, S. T. ; SOUZA, T.R. . COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS CINEMÁTICOS MULTISEGMENTARES DO PÉ ? RESULTADOS PRELIMINARES. 2016. (Apresentação de Trabalho/Outra).